

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA



TESIS DOCTORAL

**Sistema de recogida y análisis automático de
fonocardiogramas en poblaciones de recién nacidos**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

José Luís Carrasco de la Peña

DIRECTOR:

Enrique Casado de Frias

Madrid, 2015

José Luis Carrasco de la Peña

TP
1980
116



X-03-09 1872-1

SISTEMA DE RECOGIDA Y ANALISIS AUTOMATICO
DE FONOCARDIOGRAMAS EN POBLACIONES
DE RECIEN NACIDOS

Departamento de Pediatría y Puericultura
Facultad de Medicina
Universidad Complutense de Madrid
1980



BIBLIOTECA

© José Luis Carrasco de la Peña
Edita e imprime la Editorial de la Universidad
Complutense de Madrid. Servicio de Reprografía
Noviciado, 3 Madrid-8
Madrid, 1980
Xerox 9200 XB 480
Depósito Legal: M-26906-1980

SISTEMA DE RECOGIDA
Y ANALISIS AUTOMATICO
DE FONOCARDIOGRAMAS
EN POBLACIONES DE
RECIEN NACIDOS

TESIS DOCTORAL

Dirigida por el Profesor Dr. D. Enrique
Casado de Frías, Catedrático de Pedia-
tría y Puericultura de la Facultad de Me-
dicina de la Universidad Complutense de
Madrid, y presentada por

José Luis Carrasco de la Peña

Madrid, octubre de 1978.

ENRIQUE CASADO DE FRIAS, Catedrático de Pediatría
y Puericultura de la Facultad de Medicina de la
Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICO: que don José-Luis Carrasco de la Peña
ha realizado bajo mi dirección los trabajos de in
vestigación correspondientes a su Tesis Doctoral
"SISTEMA DE RECOGIDA Y ANALISIS AUTOMATICO DE FONO-
CARDIOGRAMAS EN RECIEN NACIDOS", que ha finalizado
con el mayor aprovechamiento.

Revisado el trabajo, quedo conforme con su presen-
tación para ser juzgado.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos,
firmo el presente certificado en Madrid a treinta
de octubre de mil novecientos setenta y ocho.

A G R A D E C I M I E N T O S

Debo manifestar en lugar preferente mi gratitud al Profesor Casado de Frías, cuya dirección, estímulo y ayuda han hecho posible la realización de esta Tesis, y cuyo interés en la línea de investigación aquí iniciada permitirá, sin duda, su ampliación y continuación con el mismo entusiasmo que ha sabido imprimir en quienes bajo sus directrices hemos participado en este trabajo.

Los estudios que han servido de base a esta Tesis fueron iniciados en su día en el seno del Departamento de Obstetricia y Ginecología que dirige el Profesor Botella Llusá; su reconocimiento y ayuda en estos trabajos, así como su ejemplo de investigador, han constituido un gran estímulo en el desarrollo de los mismos.

Mención destacada de mi agradecimiento más sincero ha de ir dirigida al Dr. Arizcun Pineda, antiguo amigo y compañero de numerosas investigaciones, cuya participación tan directa y constante en esta Tesis permite que pueda ser considerado como uno más de nuestros trabajos conjuntos.

A Jerónimo González Baswitch, ingeniero destacado y alumno que fue de mi época de profesor de Electrónica en la Escuela Superior de Ingenieros Industriales, por su ayuda en el diseño y realización del registrador que se incluye en el estudio.

A la señorita Florentina Galindo, por su callada pero inestimable colaboración en la larga toma de registros en pacientes tan difíciles e inquietos.

A José-Antonio Herreros y Francisco Alonso, por su participación en las tediosas mediciones sobre registros, su codificación y proceso estadístico de los datos.

A IBM España, por sus facilidades para la utilización del ordenador necesario en la investigación automática.

Y, en fin, a Rafael Torres, por su intervención activa en la difícil transcripción mecanográfica y corrección de pruebas.

S U M A R I O

1.- RESUMEN DEL TRABAJO

2.- DESCRIPCION GENERAL

3.- ANTECEDENTES

3.1 Antecedentes fonocardiográficos

3.2 Antecedentes de exámenes cardiológicos de salud

4.- MATERIAL Y METODOS

4.1 Metodología electrónica

4.2 Metodología clínica

4.3 Metodología físico-acústica

4.4 Metodología estadística

4.4.1 Planteamiento estadístico de un trabajo de investigación

4.4.2 Determinación de los parámetros de normalidad

4.4.3 Correlación de variables

4.4.4 Ecuaciones de regresión

4.5 Metodología informática

4.5.1 Codificación

4.5.2 El ordenador en la investigación médica

4.5.3 Programas de explotación estadística

4.5.4 Investigación médica automática

4.5.5 Aplicación

5.- DISEÑO ESPECIAL DE UN REGISTRADOR EN CINTA MAGNETICA DE LOS SONIDOS DE AUSCULTACION

- 5.1 Memoria descriptiva
- 5.2 Estudio de frecuencias de los sonidos de auscultación
- 5.3 Diseño electrónico del instrumento
- 5.4 Elemento captador de las señales de auscultación
- 5.5 Descripción externa del registrador
- 5.6 Análisis de aplicaciones
- 5.7 Registros gráficos obtenidos a partir del instrumento
- 5.8 Resumen del aparato registrador

6.- RESULTADOS

- 6.1 Valores normales, tolerancias y límites de alarma del fonocardiograma del recién nacido
- 6.2 Leyes experimentales obtenidas entre los diversos parámetros del fonocardiograma del recién nacido relacionados significativamente
- 6.3 Patrón estadístico del fonocardiograma normal del recién nacido en las primeras veinticuatro horas

7.- DISCUSION

8.- PERSPECTIVAS FUTURAS

- 8.1 Perspectivas de aplicación sanitaria integrada para un análisis automático seriado de fonocardiogramas en poblaciones de recién nacidos
- 8.2 Líneas de investigación futura

9.- BIBLIOGRAFIA

- 9.1 Bibliografía fonocardiográfica
- 9.2 Bibliografía electrónica
- 9.3 Bibliografía estadística e informática

6

7

8

1.- RESUMEN DEL TRABAJO

El estudio que presentamos bajo el título *Sistema de Recogida y Análisis Automático de Fonocardiogramas en poblaciones de Recién Nacidos* constituye el producto de varios años de investigación interdisciplinaria en un conjunto de materias de índole médica, electrónica, acústica, estadística e informática.

Si bien el núcleo fundamental del trabajo ha sido desarrollado en el Servicio de Fisiopatología Perinatal del Hospital Clínico de San Carlos, dentro de la cátedra de Pediatría de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense, una parte importante del mismo tuvo su centro de investigación en el Laboratorio de Electrónica de la Escuela Superior de Ingenieros Industriales, al igual que todo el tratamiento de la información obtenida en proceso automático de datos ha sido realizado con los ordenadores del Centro de Cálculo de IBM.

No hemos pretendido desarrollar un trabajo definitivo en materia de tratamiento automático de fonocardiogramas en recién nacidos, lo cual, con vistas a un proceso futuro masivo de estos registros requerirá, aún, gran número de estudios complementarios. Se ha pretendido, sin embargo, abrir una vía de investigación en registros de importancia clínica creciente y gran sencillez de determinación, como son los fonocardiográficos, con miras puestas en un futuro tratamiento masivo en poblaciones de recién nacidos, al igual que ya se efectúa en adultos con análisis auto

mático para registros electrocardiográficos, con el fin de que su utilización en medicina preventiva permita detectar posibles anomalías que puedan traducir alteraciones anatómicas o funcionales. Entendemos que este posible tratamiento automático de señales fonocardiográficas, en combinación con el ya existente de electrocardiogramas, si va asociado a una gran sencillez en la determinación del registro y puede ser realizado a cualquier recién nacido en cualquier medio, puede constituir una base importante en la detección precoz de alteraciones dentro del campo de la cardiología pediátrica.

Abordar esta nueva área de tratamiento automático de fonocardiogramas requería hacer frente a problemas no siempre de índole médica: En primer lugar era necesario llegar a diseñar un dispositivo sencillo, barato y de precisión suficiente para el registro de FCG a la cabecera de cualquier recién nacido y tal que pudiera ser manejado por cualquier médico o auxiliar. Ahora bien, un registro en papel no es el soporte adecuado para que posteriormente pueda ser analizado por un ordenador; era preciso conseguir que el FCG fuera registrado en forma analógica sobre cinta magnética corriente, del tipo de *cassettes* comerciales que, tras una conversión analógico-digital en el centro de proceso, permite sin dificultad su análisis automático. El diseño de este registrador de fonocardiogramas en cinta magnética constituye la primera parte de esta Tesis.

En segundo lugar, para poder efectuar el análisis automático de los registros es necesario indicar al ordenador los patrones de normalidad y límites de alarma del mayor número posible de pará

metros contenidos en el FCG, con el fin de que, de una manera seriada, y procesando sucesivamente los registros recibidos desde los más diversos lugares, y obtenidos con el aparato anterior, sepa la máquina separar por señales de alarma aquéllos que, por cualquiera de los parámetros estudiados, escapen de los límites de normalidad prefijados. Esto requería un estudio minucioso del FCG normal. Se eligió el fonocardiograma del recién nacido por entender que las primeras veinticuatro horas de la vida proporcionaban un buen índice de homogeneidad a la población analizada, aparte del extraordinario y creciente interés que el FCG presenta en la moderna cardiología pediátrica. Para esta determinación de los parámetros de normalidad en el fonocardiograma, se eligió una muestra de doscientos niños clínicamente normales a los que se determinó el FCG en cuatro canales, el ECG y los datos antropométricos habituales. Sobre estos registros se realizó un minucioso análisis físico de frecuencias en los distintos tonos cardíacos, tiempos, alturas, etc., de las ondas. Todo este gran conjunto de datos numéricos fue codificado para su tratamiento con ordenador. Se determinó un programa estadístico adecuado a los cálculos necesarios para fijar los patrones de normalidad del FCG. A la vez, se utilizó el recurso de la investigación automática para encontrar todas las ecuaciones de regresión que pudieran ligar de una manera significativa los parámetros del fonocardiograma: estos patrones de normalidad en el FCG del recién nacido y una colección de cuarenta leyes experimentales entre los más diversos parámetros físicos del registro y sus combinaciones con datos antropométricos y del ECG, se presentan también como resultados de este trabajo.

A continuación, y a modo de tercera parte abierta a futuros estudios, se presenta un esquema de lo que entendemos como una aplicación de estos resultados al análisis automático de FCG en poblaciones de recién nacidos con vistas a la detección preventiva y seriada de alteraciones ignoradas en campañas a nivel institucional, regional e incluso nacional. Una vez creado el aparato registrador diseñado para una sencilla grabación en cassette del fono, y fijados los límites de alarma para los distintos parámetros de las ondas, el ordenador central que recibirá los registros por correo -o incluso por teléfono o radio- determinará aquellos fonocardiogramas que escapen de tales límites, para su posterior estudio clínico.

Este trabajo, de mucho más amplias perspectivas, había de ser finalizado en algún momento. Entendemos que el diseño del registrador y la determinación de los parámetros de normalidad y leyes que relacionan todas las frecuencias, amplitudes y tiempos en el FCG del niño constituyen un primer paso para posteriores investigaciones. Para quienes pudieran estar interesados en la continuación del mismo, aparte de la aplicación a masas de población que quizás escape de las posibilidades de investigadores o grupos reducidos, proponemos, como un paso más avanzado, el análisis de los mismos parámetros del fonocardiograma en recién nacidos no normales, en función de su patología. Y un paso más, el análisis de los parámetros aquí presentados en recién nacidos normales, o incluso patológicos, en estudio longitudinal para seguir su evolución y posible modificación a lo largo de los primeros días o meses; modificaciones fonocardiográficas que estudiadas en significación estadística, sin duda reflejarán,

con la aportación de nuevos datos, los importantes cambios anatómicos y funcionales del recién nacido en esta primera fase de su vida.

2.- DESCRIPCION GENERAL

Con el Sistema de Recogida y Análisis Automático de Fonocardiogramas en poblaciones de Recién Nacidos se ha pretendido iniciar el proceso de tratamiento automático del registro fonocardiográfico que, por su sencillez de obtención y por la creciente importancia clínica de su interpretación, constituye un complemento esencial en la exploración cardiológica, al lado de otros registros que, como en ECG, han sido ya convenientemente analizados para que los ordenadores electrónicos puedan interpretarlos de un modo automático en grandes poblaciones.

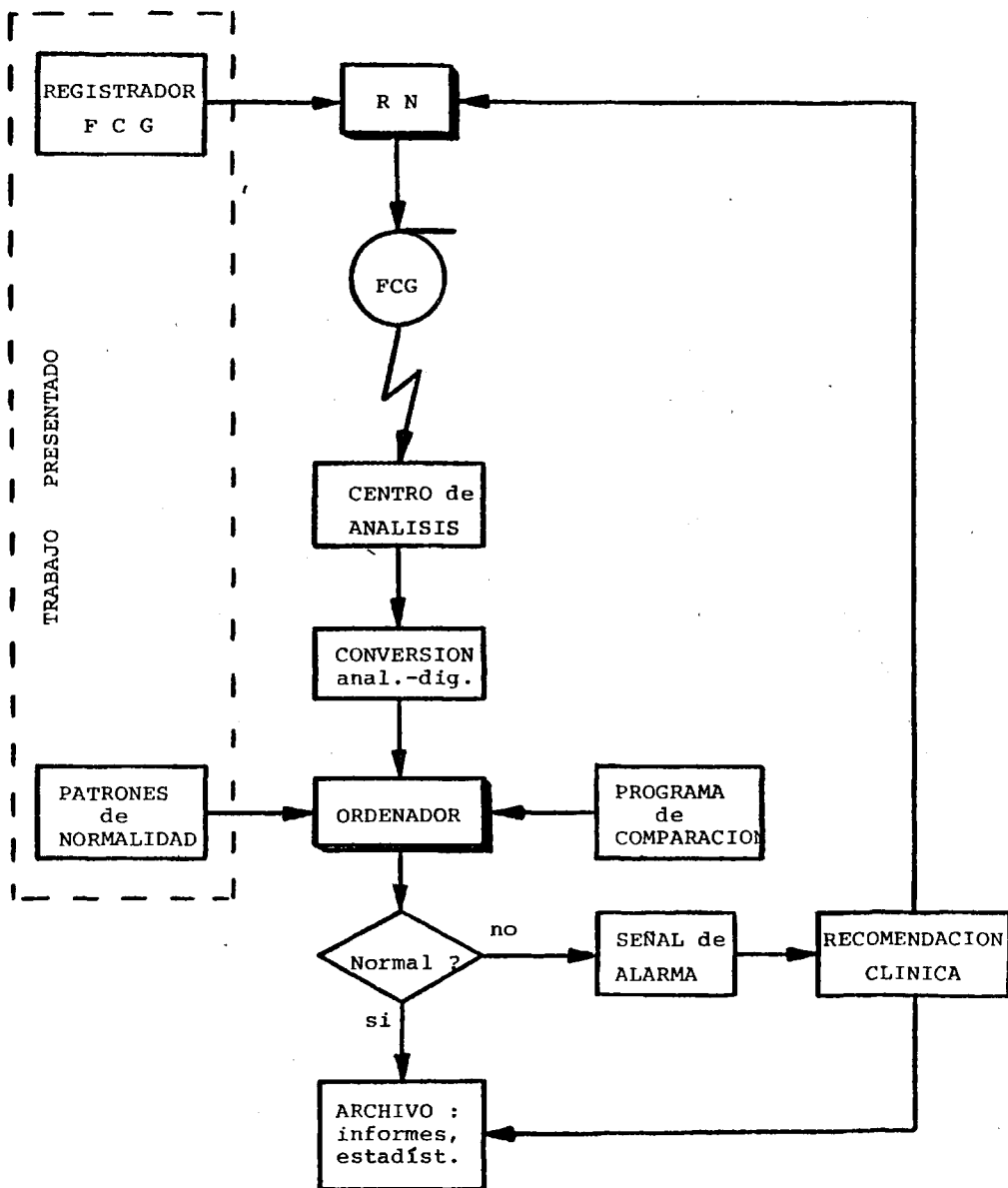
En el estudio del FCG no se ha realizado aún una interpretación automática, entre otras razones porque no se han definido los patrones de normalidad en los registros. Como técnicas complementarias que son, somos conscientes de que su aportación, de un modo aislado, a la exploración cardiológica, nunca permitirá un diagnóstico definitivo en cualquiera de las alteraciones anatómicas o funcionales que su análisis puede detectar. Sin embargo, entendemos que una detección precoz de algún signo de alteración en el FCG constituye por sí una señal de alarma para un posterior estudio clínico profundo y que, tales señales de alarma pueden ser proporcionadas de un modo seriado y automático por una máquina a la que se pudiera hacer llegar, para ser analizado, un gran número de registros procedentes de ciertas masas de población.

Alentados por esta idea del máximo interés en medicina preventiva, y a la vista de que en registros de menor complejidad eléctrica, como el ECG, ha sido ya conseguido con resultados altamente satisfactorios (véase el programa Bonner, descrito en el apartado 3.2 "Antecedentes"), iniciamos hace años unos trabajos de investigación encaminados a aportar los primeros pasos para un futuro análisis automático de fonocardiogramas.

La investigación había de ser interdisciplinaria porque en ella intervenían materias tan dispares como la cardiología, la electrónica, la física acústica, la estadística y la informática. Por ello no se podía pretender abarcar, desde nuestra dimensión, el problema en su conjunto; y tuvimos que seleccionar los pasos iniciales. No olvidamos, sin embargo, la línea general del proceso que en el futuro habrá de seguir este análisis automático y que presentamos en el esquema 1.

Como se ve, orientamos la aplicación a poblaciones de recién nacidos por entender que la toma de registro FCG en las primeras horas de la vida proporciona ya, de por sí, un índice de homogeneidad en la población analizada, tan importante para las conclusiones de tipo estadístico y de significación que habrán de deducirse del estudio. Asistimos, además, a una importancia clínica creciente en la interpretación del fonocardiograma en recién nacidos como una técnica decisiva para el estudio de los profundos cambios anatomo-funcionales de los primeros momentos de la vida.

De acuerdo con el esquema futuro de aplicación a poblaciones de recién nacidos, bien de tipo institucional -hospital, maternidad-,

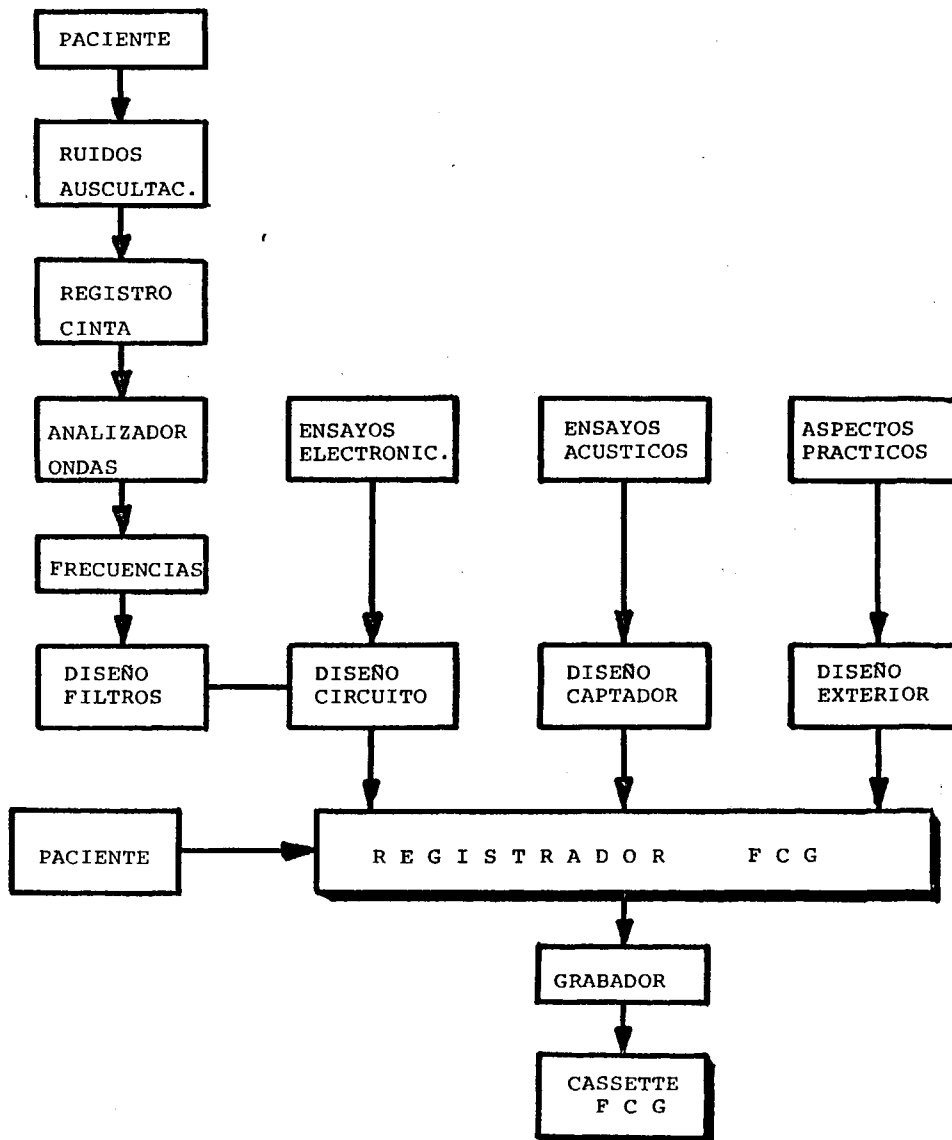


o bien de tipo regional e incluso nacional, se tratará siempre, en primer lugar, de aplicar un Registrador de Fonocardiogramas al niño en el mismo lugar de su nacimiento que, por su aplicación masiva, habrá de reunir las condiciones de economía, fácil traslado, sencillez de manejo, precisión y, sobre todo, que sea capaz de registrar el FCG sobre cinta magnética. Sabido es que los registros sobre papel no son adecuados para un posterior tratamiento automático con ordenador ya que no es posible su fácil conversión en señales eléctricas que permitan un posterior análisis.

Un aparato registrador que reuniese estas condiciones no existía en el mercado de electromedicina; por consiguiente, uno de nuestros primeros objetivos estuvo orientado a conseguir el diseño y creación de tal registrador. Dentro de las condiciones de economía y sencillez decidimos que el registro debería ser soportado en cassettes del tipo comercial, siempre que la calidad del trazado pudiera ser conservada con la máxima precisión.

El diseño de este registrador se describe con detalle en el apartado 5, y constituye el primer resultado práctico de este trabajo; sin embargo, indicaremos aquí (esquema 2) el proceso seguido para la creación del instrumento.

Una investigación adicional fue necesaria para la determinación previa de las bandas de frecuencia entre las que se mueven los distintos sonidos de auscultación. Recogidos datos de frecuencias de algunos ruidos, a partir de la bibliografía existente, y completados con numerosos ensayos en cámara insonorizada con



pacientes con signos auscultatorios claros, y con la ayuda de un analizador de ondas se pudo determinar la gama de frecuencias del mayor número posible de sonidos de auscultación. A partir de estos datos, que se detallan en el apartado 5.2, se creó un sistema de filtros adecuado para conservar dichas frecuencias y atenuar las superiores e inferiores, como clave para el diseño electrónico del instrumento. El apartado citado recoge ampliamente las demás características del proyecto, mereciendo mención especial la fabricación del elemento captador de las señales de auscultación, en sucesivos ensayos acústicos, para recoger con la máxima fidelidad tan débiles señales, dentro de un formato que se ajustara lo más posible a la campana clásica de los fonendoscopios tradicionales.

El aparato es de reducidas dimensiones; su peso no excede de los 300 gramos y puede ser transportado sin dificultad a cualquier lugar y manejado por un personal auxiliar ligeramente adiestrado.

El producto de la aplicación de este instrumento a recién nacidos será pues (esquema 1), una cinta magnetofónica (cassette) en la que quedará registrado el FCG. Naturalmente, a partir de esta cinta y con un registrador gráfico o pantalla de rayos catódicos puede ser reproducido y visualizado; pero en la aplicación seriada que nos ocupa, la importancia de esta cinta está en que puede ser enviada por correo, e incluso telefónicamente o por radio, al centro de análisis del ordenador; tras una conversión analógico-digital quedará preparada para ser analizada. Para realizar este análisis automático, el ordenador debe recibir, una vez admitido el FCG, por un lado, los patrones

de normalidad que previamente hayamos fijado para tales registros, así como los límites de alarma sobrepasados los cuales apartará el FCG, indicándonos la razón, para su posterior comunicación al lugar de origen (la carta sale automáticamente escrita); y por otro, el programa estadístico de comparación, por el cual habrá de conocer los cálculos que deberá efectuar con la curva fonocardiográfica recibida para analizar si escapa o no de los límites de alarma de tal o cual parámetro.

De la comparación sucesiva de todos los parámetros de normalidad indicados de los diversos componentes de frecuencias, tiempos, alturas, etc. de los sonidos cardíacos del fonocardiograma con los correspondientes que el propio ordenador calcula en los registros que le van llegando, de acuerdo con el programa establecido, saldrá la respuesta *normal* o *anormal* y, en este último caso la consiguiente señal de alarma que, con una recomendación clínica automática, se hará llegar al médico que envió el registro.

Con los registros normales en todos sus componentes e incluso con los anormales una vez indicada la anormalidad, la máquina confeccionará informes, estadísticas, etc. de interés en campañas epidemiométricas y de prevención sanitaria.

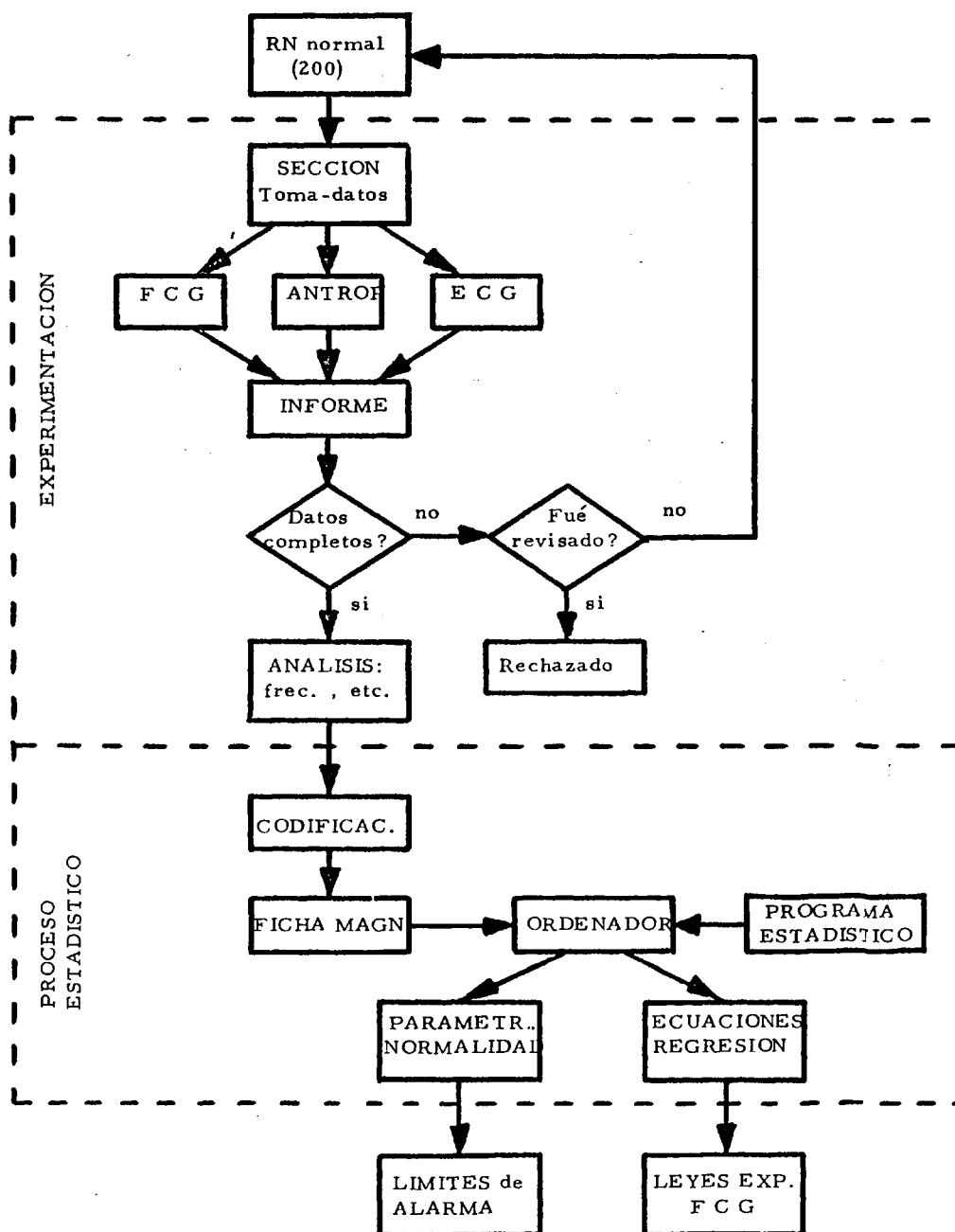
Estos patrones de normalidad, base para todo el futuro análisis automático, consideramos que debían constituir el segundo gran grupo de nuestro trabajo, y orientamos la investigación a determinar las características de frecuencias, amplitudes y tiempos en los diversos componentes del fonocardiograma de recién nacidos normales.

Elegimos, para ello, 200 recién nacidos clínicamente normales. El tamaño de la muestra fue determinado teniendo en cuenta que en las correlaciones y ecuaciones de regresión que posteriormente obtuviéramos, pudiésemos aplicar las fórmulas estadísticas correspondientes a "grandes muestras". El esquema 3 recoge el proceso experimental y estadístico que hemos seguido para la determinación de los patrones de normalidad en los FCG.

Seleccionado un recién nacido normal, se registraban el fonocardiograma en cuatro canales con diferentes filtros de frecuencias (ver apartado 4.2), el electrocardiograma y los datos antropométricos habituales. Este conjunto constituía el informe del niño. El posterior estudio del mismo determinaba si los datos eran completos y los registros válidos. Si no lo eran, se enviaba a revisión o se rechazaba el niño para la muestra.

Una vez reunidos los 200 protocolos se efectuó un análisis manual, uno a uno, de todos los registros fonocardiográficos, realizando mediciones de tiempos y distancias, alturas de ondas, número de picos, frecuencias, etc. en el primero y segundo tonos cardíacos, así como relaciones con el ECG y con medidas antropométricas.

Esta tarea, que se describe en el apartado 4.2, proporcionó una larga colección numérica de datos que encerraba las características estadísticas de normalidad de los FCG en recién nacidos, pero cuya determinación escapaba de las posibilidades de un cálculo manual. Por ello acudimos al ordenador como medio auxiliar para la realización de los laboriosos cálculos estadísticos. Fue necesario un paso previo de codificación de los datos, que fueron posteriormente transcritos a un soporte de ficha magnética apto para su proceso



automático. Se introdujo, a la vez, en la máquina un programa estadístico adecuado a los análisis necesarios (estadísticos descriptivos, correlación, regresión) y se obtuvieron de este modo los parámetros de normalidad, como base para la determinación de los diferentes límites de alarma.

Del mismo modo se solicitó del ordenador la matriz de coeficientes de correlación de cada una de las variables medidas con todas las demás. Esta técnica de investigación automática permite encontrar relaciones no sospechadas de antemano entre las variables del experimento, mediante la posterior determinación de las correspondientes ecuaciones de regresión de aquellas parejas de variables cuyo coeficiente de correlación sea significativo. Aunque ya imaginábamos muchas de estas buenas relaciones entre los diversos parámetros del FCG, obtuvimos de este modo 40 ecuaciones de regresión que traducen igual número de leyes experimentales que relacionan entre sí los más diversos parámetros del fonocardiograma normal y que constiuyen una colección de fórmulas y gráficas que ayudarán, sin duda, a penetrar en la esencia de dicho registro en recién nacidos.

Estos patrones de normalidad y la colección de ecuaciones de regresión o leyes experimentales entre los distintos parámetros del fonocardiograma se presentan como el segundo bloque de resultados de este trabajo.

Creemos, de esta forma, haber contribuido a fijar los dos puntales de arranque para un sistema de análisis automático de FCG que en el esquema 1 se ha encuadrado en línea de trazos.

El resto de nuestro estudio se abre a la descripción esquemática de lo que habrá de ser, en su momento, un sistema de análisis automático de fonocardiogramas en poblaciones de recién nacidos, tal como ha sido indicado, y a señalar las futuras líneas de investigación que pueden continuar este trabajo. Nos referimos, en primer lugar, al análisis de los mismos u otros parámetros del FCG en niños no normales, en función de su situación patológica; y en segundo lugar, al análisis de los mismos parámetros en estudio sucesivo, longitudinal, para determinar su evolución y posible modificación en el tiempo.

25

3.- A N T E C E D E N T E S

3.1 ANTECEDENTES FONOCARDIOGRAFICOS

El desarrollo del estetoscopio y del arte de la auscultación en el siglo XIX llevó a la descripción, por un grupo de investigadores, de la mayoría de los signos auscultatorios hoy aceptados. En la segunda y tercera décadas de dicho siglo el interés se concentró más sobre la función cardíaca en conjunto; en tal momento, esto no carecía de lógica, pues los tratamientos disponibles no eran específicos y el diagnóstico anatómico sólo tenía un interés académico. Las últimas décadas han contemplado la aparición de la cirugía cardíaca y con ella una necesidad imperativa de un diagnóstico anatómico exacto. El interés en el análisis cuidadoso de los signos físicos y su interpretación en términos de anatomía y función alteradas ha resurgido. Coincidentes con este resurgimiento han sido los avances técnicos necesarios para la adecuada amplificación y registro de los sonidos cardiovasculares. De esta coincidencia se ha desarrollado el estudio de la fonocardiografía.

Aunque es cierto que un fonocardiograma pocas veces revela algo que no pueda ser detectado por un auscultador experto, el empleo de esta técnica ha contribuido, sin embargo, mucho a nuestro conocimiento y comprensión de los signos auscultatorios, y ha sido un potente estímulo para el refinamiento del arte de la auscultación. La fonocardiografía tiene la capacidad de hacer suscepti-

bles de mediciones exactas en el tiempo, a las interrelaciones que de otra forma sólo podían ser expresadas con vagos términos descriptivos. Obtiene un testimonio permanente de lo que de otra manera sería un recuerdo efímero o una nota demasiado inadecuada en forma diagramática o con palabras. No se pretende que la fonocardiografía deba ser utilizada como apoyo para una auscultación descuidada; por el contrario, comprobar las impresiones auscultatorias con el fonocardiograma puede ser conveniente y es un excelente método de refinar la propia habilidad con el estetoscopio. Por tales razones la fonocardiografía tiene ahora un lugar propio en el ejercicio práctico de la cardiología. :

El sonido es percibido por el oído humano cuando tipos apropiados de vibraciones físicas son transmitidas a la cóclea. Allí estas vibraciones son convertidas en impulsos nerviosos que son transmitidos al sistema nervioso central y finalmente al área auditiva del córtex. En fonocardiografía, la cóclea es reemplazada por un micrófono que convierte las vibraciones en impulsos eléctricos; después de amplificados éstos, pueden ser evidenciados en un osciloscopio de rayos catódicos o en un registrador gráfico para un análisis posterior.

Todos los sonidos pueden ser expresados en términos de cuatro parámetros: intensidad, altura, timbre y amortiguación.

La intensidad, tal como se mide en términos físicos, es apreciada por el oído como sonoridad o volumen; pero la interrelación entre ambas es compleja. A cualquier frecuencia dada, una sonoridad doble implica un aumento mucho mayor en la intensidad

física. Además, y esto es lo importante por lo que respecta a la fonocardiografía, la sensibilidad del oído varía grandemente de acuerdo con la frecuencia del sonido. La sensibilidad es alrededor de mil veces mayor a 1000 ciclos por segundo de que lo es a 40. Este área de frecuencias es la que generalmente rodea los sonidos cardiovasculares.

La altura de un sonido es una función de la frecuencia de sus vibraciones y, en los tonos puros, esta relación es sencilla: cada octava de altura representa el doble de la frecuencia. La mayoría de los sonidos no son tonos puros y contienen una mezcla compleja de frecuencias componentes. En los sonidos musicales las frecuencias de sus componentes mantienen una relación matemática sencilla con los demás, como en las notas de un acorde musical. Algunos sonidos cardíacos tienen esta cualidad, pero la mayoría no, y en términos físicos serían descritos más correctamente como ruidos. El ruido es un sonido que contiene una colección desordenada de componentes de frecuencia: tales sonidos no tienen una altura exactamente identificable, pero generalmente se puede reconocer que presentan una altura mayor o menor, dependiendo de los componentes de mayor frecuencia. Es generalmente este tipo de diferenciación la que está implicada cuando los sonidos cardíacos son descritos como de tono alto o frecuencia alta, o de tono bajo o frecuencia baja. La calidad o timbre de un sonido depende de las frecuencias componentes que lo constituyen.

Hay disponible una gran variedad de instrumentos fabricados comercialmente para registrar fonocardiogramas. Sin embargo todos estos instrumentos tienen ciertos fundamentos en común. Todos

ellos están equipados con algún ingenio sensible capaz de detectar ondas sonoras y convertirlas en impulsos eléctricos. Los micrófonos de cristal son los que comúnmente se emplean para este propósito, en especial a causa de su simplicidad, bajo precio y elevada sensibilidad. Los impulsos son amplificados después y, por lo general, pasados a través de algún tipo de circuito destinado a modificar sus características de una u otra forma. Finalmente, la salida del instrumento va a alimentar a un registrador. La velocidad del papel en dicho registrador gráfico debe ser suficiente para alcanzar una resolución adecuada de los diferentes acontecimientos sonoros a lo largo del eje del tiempo y para permitir la medición adecuada de los intervalos de tiempo. Requisito igualmente importante del aparato registrador es que debe reproducir con razonable pulcritud señales compuestas de las frecuencias más altas constituyentes de los sonidos cardiovasculares.

El aparato descrito proporcionará un único canal de registro del fonocardiograma; pero si este registro ha de ser completo, es indispensable que pueda contener más de un canal simultáneamente.

Mecanismos sensibles muy pequeños han sido perfeccionados en los últimos años para ser incorporados a la extremidad de un catéter de modo que puedan también recogerse los sonidos desde el interior del aparato cardiovascular como una parte del procedimiento de cateterización cardíaca. Esta técnica está proporcionando información valiosa acerca del lugar de formación de los sonidos cardíacos.

La forma corriente del fonocardiograma es un registro gráfico sencillito de la deflexión del sonido en función del tiempo. La inspección de tales registros permitirá el reconocimiento de las principales características de frecuencia de un fenómeno sonoro dado. Es posible, por medio de aparatos especiales analizadores de frecuencia, obtener una forma de registro tridimensional, el cual presenta la frecuencia en el eje vertical, el tiempo a lo largo de la base y la intensidad de los sonidos como oscuridad del registro, dando vuelta a la cinta sobre la que se ha registrado el sonido, iterativamente, a través de sistemas de filtro sintonizados a diferentes rangos de frecuencias. Esta técnica moderna de análisis espectral ha proporcionado también información valiosa acerca de las cualidades acústicas de ciertos fenómenos del sonido cardíaco.

Inicialmente podría pensarse que el mejor medio para registrar el fonocardiograma sería reproducir la totalidad de las escalas de frecuencias contenidas en el sonido con sus intensidades respectivas cuidadosamente registradas. Esto podría hacerse, pero el aspecto del registro resultante guardaría escasa relación aparente con lo que se oye auscultando con un estetoscopio. La principal razón de esto decansa en las características de la respuesta del oído humano, cuya sensibilidad a los sonidos de baja frecuencia es muy pobre comparada con frecuencias más altas. Esto significa que las vibraciones de frecuencia baja, de energía o amplitud suficiente para ser tal vez apreciadas por el tacto, pueden ser apenas audibles, en tanto que vibraciones de frecuencia más elevada con un contenido de energía mucho más bajo son apreciadas como sonidos fuertes por el oído. Si se

emplea un instrumento de respuesta total a todas las frecuencias para registrar sonidos que contienen una mezcla de tales componentes, los de baja frecuencia producen deflexiones gigantescas, sobre las cuales los elementos de frecuencia más alta serán, en el mejor de los casos, apenas visibles como minúsculas oscilaciones superpuestas.

Con el fin de obtener registros que proporcionen una representación gráfica del sonido tal como se percibe con el fonendoscopio, es necesario pasar los impulsos eléctricos del micrófono a través de un circuito planeado para atenuar progresivamente las frecuencias más bajas, reproduciendo así en el instrumento las propiedades del oído humano. Las características de estos circuitos filtro varían de un instrumento a otro. También es usual utilizar varios circuitos filtro, proporcionando así una selección del grado en que son atenuadas las frecuencias más bajas. Para cualquier trazado dado, el filtro seleccionado dependerá de lo que se quiera especialmente registrar; incidentes en las más bajas frecuencias como son el primero y el tercer ruido cardíaco serán registrados mejor con los filtros del tipo de media o baja frecuencia, mientras que el segundo tono, chasquidos de apertura y la mayoría de los soplos, aparecerán mejor en los registros de alta frecuencia. Las mediciones de tiempo correctas se harán mejor sobre los registros en alta frecuencia, puesto que el comienzo de las deflexiones importantes está menos oscurecido por los componentes de frecuencias más bajas.

Un punto de vista distinto es aquél que busca analizar los sonidos empleando la fonocardiografía como un instrumento investigador más que como un medio auxiliar. Esto implica el empleo de ca

nales múltiples registrados simultáneamente desde un mismo micrófono; cada canal representa la salida de una banda separada pasada por el circuito filtro, estando las bandas de frecuencia más baja menos amplificadas que las de frecuencia más alta. De esta forma, la gama total de frecuencias contenidas en cualquier sonido está representada de un modo que es analizable. La técnica de análisis espectral antes mencionada es esencialmente una elaboración de este punto de vista empleando un gran número de filtros con una banda de paso estrecha. Desde el aspecto técnico esto proporciona trazados más adecuados para un análisis cuantitativo.

Pero tal como se ha desarrollado y aplicado la fonocardiografía, lo ha sido con la aspiración de obtener trazados que tuvieran utilidad clínica inmediata. Es una práctica corriente registrar, simultáneamente, desde más de un punto sobre la pared torácica, que registrar múltiples bandas de frecuencia desde un solo punto. Tales trazados son inteligibles para el clínico; los registros simultáneos desde diferentes puntos prestan la medida del tiempo relativa de los diferentes incidentes registrados, lo cual en muchos casos es de gran valor en su interpretación e identificación.

Las vibraciones que pueden ser percibidas como sonidos son producidas dentro del sistema vascular de diferentes maneras. La turbulencia en la corriente líquida es una de ellas. Un fluido puede moverse a velocidad lenta a través de tubos u orificios, sin turbulencia, y tal flujo es silencioso. Por encima de una cierta velocidad crítica de flujo, dependiente del orificio y de la viscosidad del líquido, se desarrolla una turbulencia.

Factores importantes en la producción de turbulencias dentro del sistema vascular son el aumento de la velocidad del flujo líquido y la presencia de cambios bruscos en la dimensión de los vasos y compartimentos, así como, en estados patológicos, la presencia de superficies irregulares sobre las cuales fluye la sangre. La turbulencia asociada con altas cifras de flujo tiende a producir sonidos de alta frecuencia, mientras que la turbulencia asociada a superficies irregulares, con cifras de flujo más bajas, produce sonidos de tono más bajo.

Aparte de las vibraciones creadas dentro del líquido, los sonidos pueden emanar de vibraciones de las paredes del sistema cardiovascular y de las estructuras en él contenidas. Así, la súbita distensión de una cámara por la entrada rápida de líquido puede crear vibraciones en su pared. Los anillos de cierre valvulares, blandos, móviles, pueden ser forzados a vibrar al paso del líquido. Los sonidos pueden producirse también por cambios bruscos en la velocidad, ya del líquido, ya de las estructuras vasculares, como ocurre con el cierre brusco de las válvulas.

Cuando se considera el mecanismo y los sonidos así producidos dentro del sistema cardiovascular en relación a los sonidos oídos en la pared torácica, es fundamental tener en cuenta que entre el punto de origen y la piel se produce una considerable atenuación. El fonocardiograma intracardiaco ha demostrado que sonidos registrados fácilmente en una cavidad cardíaca pueden ser indetectables en la superficie corporal. También ocurre que un soplo que es corto en un fonocardiograma de pared, puede ser mucho más largo en su punto de origen, si su comienzo o final están por debajo del dintel de amplitud necesario para transmitir-

se a la superficie. Además, como la atenuación es de frecuencia selectiva, pueden estar distorsionados al alcanzar la superficie.

El primer tono cardíaco está generado por el cierre de la válvula mitral seguido del cierre de la tricúspide y la apertura brusca de las válvulas aórtica y pulmonar.

El segundo tono cardíaco está generado por el cierre de la válvula aórtica seguido del cierre de la pulmonar.

El tercer tono cardíaco puede ser producido por el flujo turbulento de sangre que pasa por la válvula aurículo-ventricular, por vibraciones de las cúspides de las válvulas y de las cuerdas tendinosas, vibraciones en las paredes ventriculares, como consecuencia del llenado rápido, o como resultado de una combinación de estos factores.

3.2 ANTECEDENTES DE EXAMENES CARDIOLOGICOS DE SALUD

El Estado moderno amplía sus fines con una preocupación primordial por toda la fenomenología social. En este marco es obvio el valor que adquiere la salud del individuo y de la colectividad, así como su correspondiente tutela, base del bienestar físico, mental y social. Todas las transformaciones sociales reclaman hoy un nuevo enfoque de la medicina: Establecer una nueva frontera antes de que la enfermedad haya minado la salud. Se necesita pues la protección de la salud individual y colectiva: la medicina social constituye la tutela de la salud pública. Se hace preciso analizar el estado de salud de los grupos humanos, de su conducta y de su higiene mental, de las características culturales, económicas y sociales. De todo el marco ecológico que rodea al hombre, a la familia, a los grupos sociales y las influencias positivas o negativas que puedan causar deterioro en su bienestar físico, psíquico y social.

Por ello habrá que establecer esa nueva frontera de la protección individual y colectiva, para lo cual habrá que estudiar a fondo los límites entre la salud y la enfermedad. De aquí el interés de los exámenes de salud como preocupación fundamental de la Medicina Preventiva y Social, que representan una de sus tareas más eficaces. El mecanismo de la prevención supone un cono-

cimiento de los tipos de noxas que intervienen en los factores determinantes de la enfermedad. Si esta prevención se hace antes de que los factores causales puedan ocasionar la agresión, se trata de una prevención de tipo primario. Si la enfermedad ya ha hecho su aparición, pero se trata de que el riesgo del estado de la lesión sea el mínimo y dure el menor tiempo posible, la prevención es secundaria. La prevención terciaria supone la reincorporación del enfermo a la sociedad con el máximo rendimiento.

La enfermedad se presenta muchas veces en la forma de un "ice - berg" clínico: los datos que emergen y se hacen manifiestos representan una mínima parte frente a lo que permanece oculto; por ello se necesita una investigación a fondo antes de que la patología incida alcanzando, a veces, progresos irrecuperables. El detectar el probable "enfermo" antes de que llegue esta etapa es un avance evidente al evitar, además, el coste de hospitalización y toda la problemática social que ello conlleva.

Pero la investigación, además de una visión de presente, tiene una dimensión de futuro, de predecir los acontecimientos. La concepción práctica y efectiva en prevención sanitaria y el descubrimiento precoz de enfermedades y alteraciones, debido a la creciente complejidad de los parámetros que es preciso determinar y medir, obliga a la toma de datos sobre soportes que permitan un posterior tratamiento automático de los mismos.

El hospital ha dejado de ser un centro recluso en su recinto. Hoy ha de ser un centro de salud de la comunidad, donde se recu-

pera de la enfermedad, se rehabilita de sus secuelas y se proyectan las medidas adecuadas para enfocar los problemas de la población de su atracción hospitalaria. El hospital ha de ser concebido como un centro de salud en un perímetro regional, que engloba una población suficiente para permitir un número de enfermos de las diversas especialidades de acuerdo a un rendimiento adecuado. Por ejemplo, un centro quirúrgico cardiovascular supone un perímetro demográfico de al menos un millón. Un servicio de histocompatibilidad también supone una alta especialización para suministrar criterios a varios hospitales, y se hace preciso el establecimiento de una red. Sobre todo cuando las técnicas son muy costosas o muy especializadas, necesitan un planteamiento de recursos de acuerdo con la oferta y la demanda; el hospital se equipará con la oferta necesaria para que sus servicios sean adecuados.

Si hoy los médicos están absortos en la idea de curar y pocos en la idea de prevenir, los organismos administrativos en obtener los presupuestos relativos a la curación, con la ayuda de modelos y utilizando los ordenadores, ambos estarán implicados en las ideas de preservar y restablecer la salud de los pacientes, ampliando su acción al perímetro de influencia del hospital como centro de salud.

El ordenador, como conjunto electrónico y mecánico, no juega un papel creador; pero transforma las informaciones heterogéneas y sin significado en información elaborada y utilizable. Hace falta establecer un programa que no es más que la codificación para la máquina del análisis de un problema; pero hace falta que el programa haya sido previsto total y minuciosamente. El

cerebro humano analiza completamente el problema y fija la solución o la alarma sobre el ordenador; y éste, cuando se lo encuentre de nuevo, lo tratará automáticamente en un tiempo mínimo.

Se han definido los exámenes de salud como "la identificación presunta de enfermedades o defectos inadvertidos mediante la utilización de pruebas, reconocimientos u otros procedimientos que puedan ser aplicados rápidamente. Las pruebas de estos exámenes permiten distinguir las personas, en apariencia sanas, que probablemente padecen una nefermedad o un defecto, de las que probablemente no los padecen. Con estas pruebas no se pretende hacer un diagnóstico, y las personas que presenten resultados positivos o sospechosos deben ser enviadas a sus respectivos médicos para obtener el diagnóstico y el tratamiento necesario". Caben pues tanto la enfermedad ignorada con sintomatología más o menos subrepticia, como la presintomática. Se pretende conseguir sencillos métodos para seleccionar los sanos de los que presente algún síntoma que produzca una sospecha de enfermedad. Es, pues, un método de *screening* donde, con una serie de pruebas estandarizadas y rápidas se puedan despistar los sospechosos que han de ser sometidos posteriormente a un estudio más exhaustivo. El examen de salud tiene una finalidad económica no solo en los gastos que evita con la detección precoz de la enfermedad, sino también en la metodología que emplea, ya que ha de procurar el menor coste por prueba realizada.

En la actualidad existen programas de ordenador para un análisis automático de registros electrocardiográficos. El más difundido en medios de estudios preventivos aplicados a masas de población es, sin duda, el debido al profesor Bonner, desarrollado por IBM

bajo la denominación "Health Care Support Electrocardiogram Analysis Program", del que recientemente ha aparecido una versión 2 notablemente perfeccionada.

El objetivo de estos programas es el de ayudar a las instituciones, cardiólogos y médicos en general para proporcionar un mejor cuidado del paciente, reduciendo el tiempo empleado en la interpretación del ECG e incrementando la consistencia y el rigor de las interpretaciones. Sin embargo, aunque el análisis de ECG asistido por ordenador representa un estudio de datos médicamente muy aceptable, la necesidad de la evaluación clínica del paciente permanece; únicamente podrá ser emitida por el juicio profesional del cardiólogo, que es siempre la autoridad última en la interpretación de estos datos.

El programa de ordenador proporciona la incorporación de los datos del paciente en un informe de salida de significación para su comparación con el habitual trazado ECG, permitiendo al médico y al cardiólogo una mayor dedicación al paciente; un vehículo para reducir cualquier inconsistencia en el análisis; beneficios al paciente por la alta velocidad de proceso con traducción en el diagnóstico final; y seguridad aumentada de las interpretaciones del ECG por la utilización de varios registros simultáneos, lo que minimiza los efectos de los artefactos de un registro único.

El programa está diseñado para analizar datos del ECG desde cinta digital en un formato específico. Procesa los datos por chequeo para niveles de ruido razonable y luego selecciona puntos

para describir la forma de onda del ECG. Estos puntos son analizados para crear una tabla de tiempos del comienzo y final de varias ondas y una matriz que contiene medidas de un ciclo cardíaco representativo. Los resultados se analizan aplicando una serie de criterios médicos para producir análisis e interpretación del ritmo y de la forma de onda. La salida del programa es un informe impreso estándar que contiene la declaración que describe los patrones de ritmo y contorno, así como medidas asociadas.

La utilización del programa proporciona una optimización de costos en los hospitales, instituciones y centros preventivos que procesan multitud de ECG diariamente. De hecho, muchos hospitales, con ayuda de procedimientos de análisis automático, pueden incorporar el electrocardiograma como prueba regular en el proceso de admisión de enfermos.

4.- MATERIAL Y METODOS

4.1 METODOLOGIA ELECTRONICA

El desarrollo de un diseño original para un Registrador en cinta magnética de los sonidos de auscultación que constituye el primer resultado de esta Tesis forma un núcleo especial de este trabajo que se ha recogido ampliamente en el apartado 5. En él se presenta la memoria descriptiva general del aparato, seguida de un estudio, previo al diseño del mismo, de las más diversas frecuencias de los sonidos de auscultación, como base para determinar las bandas de frecuencia que el aparato debe registrar y reproducir con la mínima distorsión, amortiguando, por el contrario, todas aquellas que escapan de las que deben ser conservadas, con el fin de evitar al máximo las influencias de ruidos ambientales y extraños. En el mismo apartado 5 se describe el diseño del circuito electrónico del instrumento; circuito original y específicamente creado para el registro de los sonidos de auscultación cardíaca y pulmonar, así como el elemento captador del aparato igualmente creado, tras numerosos trabajos de experimentación, para recoger sobre el paciente dichos sonidos con la mayor fidelidad y en condiciones idénticas a la auscultación tradicional. Se describe el aspecto externo del instrumento diseñado bajo las condiciones de utilidad práctica, sencillez y economía que deben presidir la creación de un registrador destinado a una posible utilización masiva. Se hace a continuación un análisis detallado de las aplicaciones del instrumento con

esquemas y fotografías, para terminar mostrando los registros de fonocardiogramas grabados con el aparato y su comparación con los mismos registros obtenidos de instalaciones complejas de fonocardiografía propias de centros de especialización.

Del estudio del referido apartado 5 se desprende la sencillez y utilidad del diminuto aparato que presentamos, en función de la calidad de los registros en cassettes comerciales, que en nada desmerecen de los registros en papel de complejos aparatos fijos.

La facilidad con que puede ser trasladado en el maletín de cualquier médico a la cabecera de un recién nacido reúne las condiciones necesarias para la aplicación de un programa masivo de toma de fonocardiogramas para su envío a un ordenador central de proceso automático de los registros.

4.2 METODOLOGIA CLINICA

Se tomaron de los nidos 200 niños normales, de menos de veinticuatro horas de vida, según muestreo al azar. La normalidad fue constatada por la exploración del Pediatra; y las características exigidas para considerar apto un niño para la investigación fueron: Test de Apgar normal; datos antropométricos entre 10 y 90 por ciento; exploración neurológica y tono dentro de los límites de normalidad en las primeras veinticuatro horas. Así mismo se cuidaba de que los niños mantuviesen su temperatura normal (por encima de 36 grados).

Todos estos recién nacidos estaban sujetos al programa general de alimentación: toma, según voluntad, de suero glucosado al 5 por ciento en las primeras veinticuatro horas.

Los niños objeto de investigación eran trasladados a una sala con buena temperatura, donde se realizaba la toma del electrocardiograma, trazado respiratorio por sensor de temperatura diferencial y cuatro registros fonocardiográficos. Todas estas señales eran previamente visualizadas en la pantalla de rayos catódicos de un osciloscopio, a fin de comprobar de antemano la toma de trazados correctos.

Por razones establecidas en relación con las bases de aplica-

ción de esta Tesis, es decir, futura participación en el programa de recogida y análisis automático de fonocardiogramas en recién nacidos de personal médico no especializado y personal auxiliar, se tomó como único foco para el registro fonocardiográfico la zona precordial de máxima auscultación, fácil de determinar.

Durante el desarrollo de la prueba, el niño debía permanecer dormido o tranquilo; si lloraba, se suspendía la toma y se aplacaba su llanto hasta lograr su total tranquilización; transcurridos algunos minutos se iniciaba de nuevo la toma de los trazados.

El aparato utilizado fue un Siemens, modelo Elema, de seis canales. El primer canal se destinó al registro electrocardiográfico de referencia. En el segundo se tomaron las excursiones respiratorias por el método calorimétrico indicado, mediante sonda nasal, que exigía una técnica muy cuidadosa a fin de evitar la irritación del niño. Los cuatro últimos canales se destinaron a cuatro registros del fonocardiograma correspondientes a cuatro sistemas de filtros de frecuencias.

El preamplificador de sonidos de corazón Elema-Schölander EMT 21 está equipado con filtros que dividen el espectro de ruidos cardíacos en seis diferentes rangos de frecuencia; junto con el micrófono EMT 25 da como resultado seis bandas características de las que hemos seleccionado las cuatro siguientes

tes, denominadas en lo sucesivo Fono 1, Fono 2, Fono 3 y Fono 4

| | | | |
|----------|---------|----------------------|------------|
| Canal 3: | Fono 1. | De 100 a 600 c/seg; | máximo 200 |
| Canal 4. | Fono 2. | De 200 a 800 c/seg; | máximo 500 |
| Canal 5. | Fono 3. | De 400 a 1000 c/seg; | máximo 700 |
| Canal 6. | Fono 4. | De 50 a 800 c/seg; | máximo 400 |

Estos diferentes sistemas de filtrado aplicados permiten resaltar en los distintos canales del fonocardiograma aquellas características de las ondas en que predominan una u otra gama de frecuencias, que traducen sin duda (ver apartado 3 "Antecedentes") fenómenos ondulatorios de origen diferente. Se entiende que las frecuencias por encima y por debajo de los límites arriba indicados quedan en el registro correspondiente considerablemente atenuadas, al ser dificultado su paso por el sistema de filtro elegido.

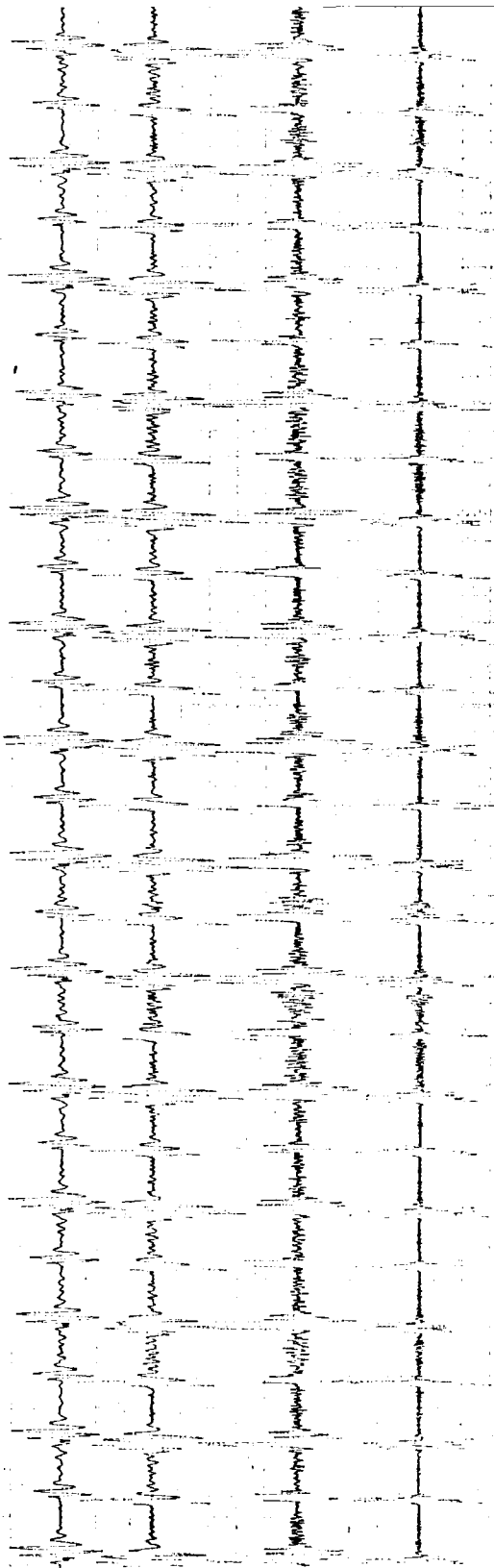
Los registros en seis canales así obtenidos presentaban el aspecto que se recoge en los tres trozos de muestra de las páginas siguientes, correspondientes a tres niños de este estudio.

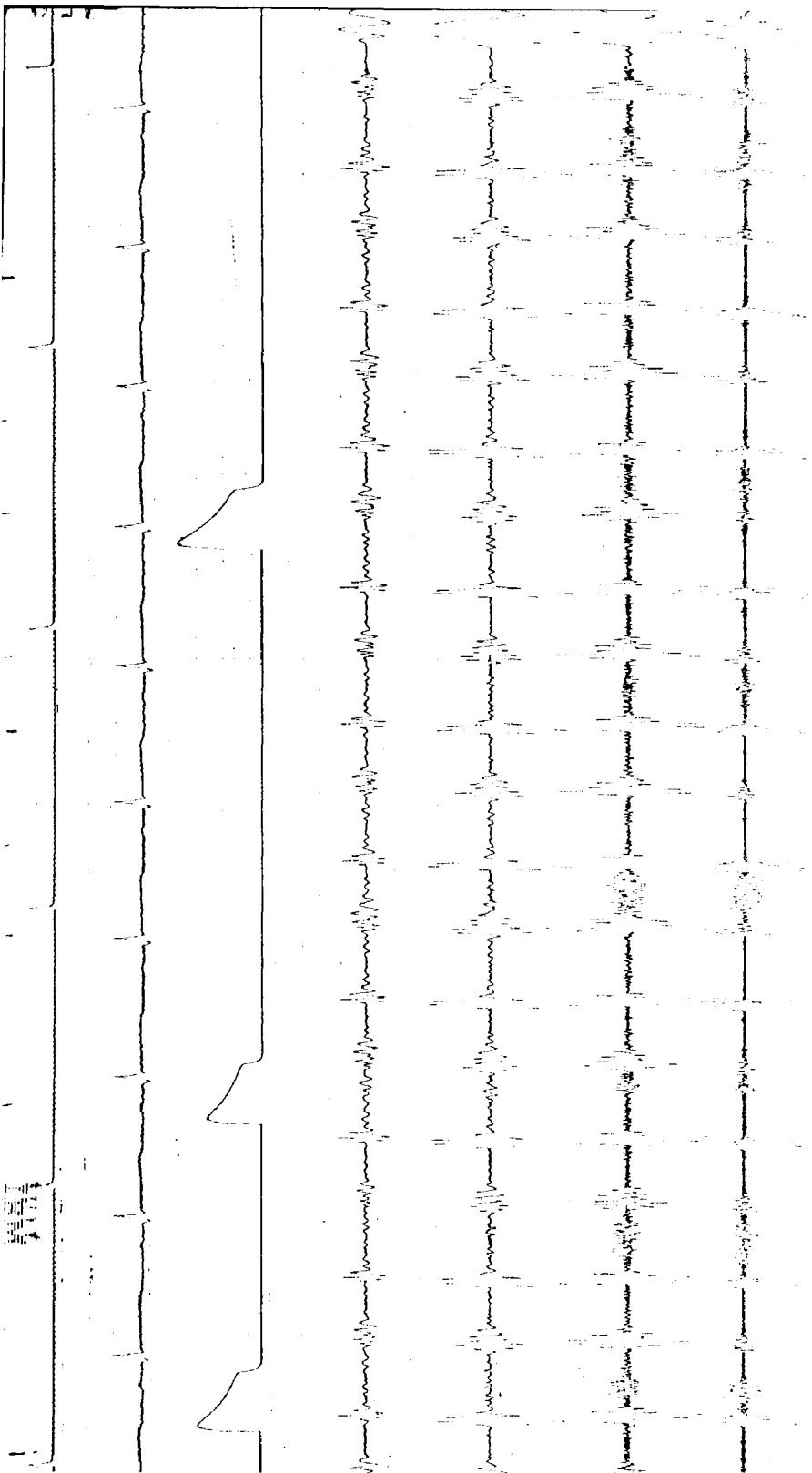
Durante el trazado, el aparato incluía las señales de tiempo (parte superior de los registros) y así mismo se aplicaban las señales de calibración para poder valorar y comparar las amplitudes o alturas de las ondas.

102477

102477

47





Por último se constataban, como datos complementarios y antropométricos los siguientes: paridad, semanas de gestación, peso del recién nacido, talla y perímetro craneal.

4.3 METODOLOGIA FISICO - ACUSTICA

Una vez obtenidos los registros fonocardiográficos en cuatro canales para cada niño, según los cuatro diferentes sistemas de filtrado proporcionados por el aparato, así como el electrocardiograma de referencia correspondiente, se procedió al análisis de las ondas por medio de mediciones sobre los gráficos. La incorporación de un "respirator" en todas las tomas permitió calcular, en primer lugar, la frecuencia cardíaca en inspiración y la frecuencia cardíaca en espiración, tomando como referencia las señales de tiempo (segundo a segundo), proporcionadas por el aparato sobre el papel en cada uno de los 200 niños estudiados, y expresando sus valores en pulsaciones/minuto.

A continuación se midió la distancia del punto R del ECG al punto más alto (máxima amplitud) del primer tono cardíaco que, al igual que las demás distancias medidas en los registros, fueron transformadas en tiempos con ayuda de la referencia arriba indicada y expresadas en unidades de segundos.

Se pasó después a determinar la distancia del punto más alto del primer tono cardíaco al punto más alto del segundo tono, y se transformó igualmente en unidades de tiempo.

Seguidamente se midió la distancia del punto más alto del segundo tono al punto más alto del primer tono cardíaco siguiente que, convenientemente transformada en segundos, completaba el ciclo cardíaco para cada niño.

Las variables que se midieron después fueron las correspondientes a anchura y número de picos de los tonos cardíacos primero y segundo, en cada uno de los cuatro canales del fonocardiograma en cada registro de recién nacido. La anchura, transformada en tiempo, indicaba la duración del ruido; y el número de picos (semiondas positivas + semiondas negativas) dividido entre 2, en relación a dicho tiempo, constituía una medida de la frecuencia máxima del correspondiente ruido cardíaco. Efectuados estos cálculos se expresaron estas frecuencias en unidades de ciclos/segundo.

Sabido es que las alturas de las ondas en los gráficos proporcionados por los aparatos registradores no dan idea alguna de la amplitud física de dichas ondas, por depender de la atenuación variable que puede tomar cada uno de los amplificadores de los canales y que, incluso, puede ser modificada a voluntad del operador. Sin embargo, la incorporación de una señal de calibración (correspondiente a un milivoltio) en cada uno de los canales de cada registro, nos permitió poder calcular, por comparación, los valores de las amplitudes o alturas de las ondas, expresadas en milivoltios. De esta forma se pudieron medir las alturas máximas de cada ruido cardíaco en cada uno de los cuatro canales de los registros fonocardiográficos de los recién nacidos, así como la correspondiente al pico R del ECG, para ser

después transformadas en unidades de tensión eléctrica, ya comparables de uno a otro gráfico.

Así pues, y completada con datos clínicos y antropométricos, se pudo formar una matriz numérica de 200 filas y 42 columnas; correspondiendo estas últimas a las siguientes variables y unidades:

| Núm. | Variable | Unidad |
|------|--|--------|
| 1 | Frecuencia cardíaca en inspiración..... | p/min |
| 2 | Distancia del punto R del ECG al punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG..... | seg |
| 3 | Distancia del punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG al punto de máxima amplitud en el segundo tono..... | seg |
| 4 | Distancia del punto de máxima amplitud en el segundo tono del FCG al punto de máxima amplitud en el primer tono siguiente..... | seg |
| 5 | Frecuencia del fono 1 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 6 | Frecuencia del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |
| 7 | Frecuencia del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 8 | Frecuencia del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |
| 9 | Frecuencia del fono 3 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 10 | Frecuencia del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |
| 11 | Frecuencia del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 12 | Frecuencia del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |

| | | |
|----|---|----------|
| 13 | Altura del pico R del ECG..... | mV |
| 14 | Máxima amplitud del fono 1 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 15 | Máxima amplitud del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 16 | Máxima amplitud del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 17 | Máxima amplitud del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 18 | Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 19 | Máxima amplitud del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 20 | Máxima amplitud del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 21 | Máxima amplitud del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 22 | Paridad..... | nº hijos |
| 23 | Semanas de gestación..... | nº sem. |
| 24 | Peso del recién nacido..... | gr |
| 25 | Talla del recién nacido..... | mm |
| 26 | Perímetro craneal del recién nacido..... | mm |
| 27 | Anchura del fono 1 en el primer tono cardíaco | seg |
| 28 | Número de picos del fono 1 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 29 | Anchura del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 30 | Número de picos del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |
| 31 | Anchura del fono 2 en el primer tono cardíaco | seg |
| 32 | Número de picos del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 33 | Anchura del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 34 | Número de picos del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |

| | | |
|----|---|----------|
| 35 | Anchura del fono 3 en el primer tono cardiaco | seg |
| 36 | Número de picos del fono 3 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 37 | Anchura del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 38 | Número de picos del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |
| 39 | Anchura del fono 4 en el primer tono cardíaco | seg |
| 40 | Número de picos del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 41 | Anchura del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 42 | Número de picos del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |

La frecuencia cardíaca en espiración no fue incluida en la matriz principal numérica ya que se le dio un tratamiento especial al compararla exclusivamente con la frecuencia cardíaca en inspiración para obtener la posible significación estadística de las diferencias observadas, así como el coeficiente de correlación y la correspondiente ecuación de regresión, como se indica en el apartado 6 "Resultados".

De esta manera se tuvo preparada la matriz de datos para ser posteriormente codificada, como paso previo para su introducción en el ordenador (ver apartado 4.5 "Metodología informática").

4.4 METODOLOGIA ESTADISTICA

4.4.1 Planteamiento estadístico de un trabajo de investigación

Entendida la Bioestadística como un proceso nuevo de pensamiento que permite abordar con el rigor de la ciencia matemática aquellos fenómenos de la vida en que la variabilidad es su propia esencia, para obtener conclusiones y relaciones cuyo grado de seguridad o confianza puede ser determinado de antemano, es claro que supone una inestimable ayuda para el investigador médico, que en ella encontrará una medida del rigor científico de sus hallazgos, así como una herramienta imprescindible para traducir a leyes o ecuaciones las relaciones descubiertas entre los valores obtenidos durante el desarrollo de un experimento.

Nada más alejado de este profundo significado del Método Estadístico es su frecuente confusión con "las estadísticas", simples resúmenes de conjuntos de datos, proporciones o gráficos de valor puramente descriptivo de un fenómeno, idea todavía excesivamente extendida en amplios sectores de grupos de investigación que desconocen la auténtica esencia del método.

La preparación estadística dentro del campo de la investigación médica es aún insuficiente. Hasta hace muy pocos años, los pla-

nes de estudio de las Facultades de Medicina no incluían la Bioestadística como disciplina de la carrera, o la limitaban, si acaso, a un par de capítulos dentro de la asignatura de Higiene y Sanidad, como ayuda a la confección de tablas de vida, morbilidad, mortalidad y otros aspectos descriptivos.

Este desconocimiento de las posibilidades del método estadístico aplicado a la investigación, unido a que, en la actualidad, cualquier revista médica de prestigio no acepta ya para su publicación un trabajo cuyas conclusiones no lleguen acompañadas de los correspondientes análisis de significación y seguridad, explica el que la mayoría de los bioinvestigadores hayan de solicitar la colaboración del estadístico en su trabajo.

Sin embargo, esta colaboración es frecuentemente mal solicitada. Resulta habitual el recurrir al estadístico al terminar un experimento, cuando se dispone de una importante colección de datos y medidas y se pretende analizar las consecuencias que de todo ello se pueden deducir. El error es de planteamiento: el enfoque estadístico ha de estar presente desde el momento mismo en que un trabajo de investigación es proyectado. Es entonces cuando se podrá fijar el tamaño más adecuado para las muestras, dependiendo de lo que se pretenda demostrar y de la seguridad con que se quiera dotar a las conclusiones que se obtengan; decidir los criterios que deberán presidir la selección de las muestras con vistas a una mayor homogeneidad y representatividad; determinar las variables a medir más adecuadas, dependiendo de las pruebas estadísticas que mejor se ajusten a las características del experimento; organizar las fases del trabajo con posibles estudios intermedios de significación para analizar la ten

dencia de las conclusiones parciales y, en su caso, el posible alargamiento del experimento si todavía no se llega a resultados estadísticamente significativos, o su acortamiento si con lo ya obtenido es demostrable la hipótesis planteada.

De esta forma se realizará el experimento adecuado en sus características y en su extensión, evitando esfuerzos y costos innecesarios. De otra manera, si el análisis estadístico se realiza con el trabajo finalizado, muy probablemente éste habrá resultado excesivo para demostrar alguna relación o diferencia, o insuficiente para otra; y entonces, o bien ya no es momento para tomar más datos, o bien ya no se dispone del grupo de enfermos o individuos de la muestra, con lo que la hipótesis no puede ser probada a pesar de que la tendencia de los resultados indique una aparentemente clara significación.

Mayor homogeneidad de las muestras, tamaño adecuado de las mismas, pruebas parciales de significación, análisis estadísticos más convenientes, valoración de los resultados en significación y seguridad, obtención de leyes experimentales y presentación final del trabajo, constituyen suficientes momentos para justificar su estrecha relación con el investigador médico a lo largo de todo el desarrollo del experimento, desde su gestación hasta su publicación.

Esta colaboración no puede ser completa si el médico no posee una visión estadística general y no conoce lo que esta nueva ciencia puede aportar a su investigación.

Con la automatización en el proceso de datos, el análisis estadístico incrementa enormemente su capacidad y su rapidez. El ordenador llega al hospital y, además de ocuparse de resolver los problemas administrativos, el control de almacenes, farmacia y laboratorio, la admisión y citación de pacientes, el archivo de historias clínicas y otros, pone al alcance del médico la herramienta ideal para el proceso estadístico de sus datos. Pero éste debe igualmente conocer lo que la máquina es capaz de hacer y en qué forma puede acceder a ella.

En último extremo, el médico ha de ser consciente de que, convenientemente utilizado, el ordenador constituye una muy eficaz ayuda en las técnicas de lo que se podría denominar investigación automática; es decir, en la obtención de resultados o conclusiones no sospechados de antemano en el planteamiento inicial del experimento, mediante el descubrimiento de relaciones no esperadas entre sus variables.

Como análisis resueltos por procedimientos manuales o convencionales, con tratamiento de datos automatizado o con pruebas repetitivas orientadas a la investigación automática, el método estadístico brinda al investigador biomédico, además de la obtención de parámetros y gráficos descriptivos del trabajo, unas leyes teóricas que se ajustan a distribuciones biológicas y que pueden sustituirlas para facilitar y ampliar su estudio; la estimación de los parámetros de una población a partir de una muestra limitada; pruebas de significación y seguridad o confianza en las conclusiones; de conformidad de un experimento con una teoría existente; valoración de la homogeneidad de dos o más muestras, o de si proceden o no de la misma población; comproba-

ción de si dos o más caracteres están asociados o son independientes; estudios de la correlación existente entre variables y determinación de las leyes que rigen un fenómeno mediante el cálculo de ecuaciones de regresión.

Se describen seguidamente los principales análisis del Método Estadístico que se han utilizado durante el desarrollo de este trabajo.

4.4.2 Determinación de los parámetros de normalidad

Con objeto de definir los valores medios que permitan estimar los parámetros normales del fonocardiograma del recién nacido se han tomado las medias aritméticas de los datos obtenidos para cada uno de ellos.

Sin embargo, el resultado de un trabajo de investigación realizado sobre una muestra limitada tiene interés en la medida en que puede representar una conclusión atribuible al conjunto de la población de donde aquella procede. Para poder generalizar un resultado obtenido a partir de un modelo reducido de la población es necesario aplicar unos criterios de estimación.

La repetición del experimento, aún en idénticas condiciones, no conduciría a un resultado exactamente coincidente. El método estadístico permite analizar cómo se distribuirían estos resultados aproximados ante una reiterada repetición hipotética de la experiencia; y permite, incluso, calcular la desviación típica de esta distribución imaginaria: a esto se denomina "error es-

tándar de la media", concepto abstracto, pero de enorme interés, ya que en él se basan las pruebas estadísticas de significación y de seguridad.

En efecto, si la distribución hipotética puede ser asimilada a una curva de Gauss, dos veces este error estándar a cada lado del valor medio obtenido en el experimento marcará los límites entre los que se movería este resultado en 95 de cada 100 veces en que tal experimento fuera repetido en las mismas condiciones; y 2,6 veces a cada lado limitaría la seguridad del 99 por ciento.

Una vez conocida la expresión teórica o fórmula que representa el error estándar, bastará añadirlo al resultado en forma de límites de tolerancia afectado de los signos \pm .

Si el valor hallado en nuestra muestra es una media aritmética m , el error estándar tiene la expresión

$$S_m = \frac{\sigma}{\sqrt{n-1}}$$

Donde σ es la desviación típica y n el efectivo de la muestra. Entonces, la forma de estimar la media de la población a partir del resultado de esta muestra será

$$m \pm S_m$$

En el único experimento realizado se ha obtenido m ; si se repetiese, no se obtendría exactamente lo mismo; ahora bien, de cada 100 experimentos iguales, 95 darían valores entre $m \pm 2S_m$ y 95 entre $m \pm 2,6 S_m$. Es, pues, una estimación de la pobla-

ción con una seguridad dada ($p < 0,05$ ó $p < 0,01$, respectivamente).

En la presentación de los resultados del trabajo no se colocan los coeficientes 2 y 2,6, dejando al lector la facultad de juzgarlo con uno u otro grado de confianza.

Por tratarse nuestro trabajo de una muestra estadísticamente grande ($n > 30$ elementos) no es necesario acudir a la aproximación de Student para muestras pequeñas.

Una vez determinados los valores medios de cada parámetro fonocardiográfico y estimada la población general a través del error estándar de la media, se han construido unas tablas que presentan dichos valores centrales, acompañados de los límites de normalidad del 50 por ciento y del 95 por ciento. Para ello se han utilizado las desviaciones típicas tomadas 0,67 veces a cada lado de la media (50 por ciento del área en la curva de Gauss) y 1,96 veces a cada lado de la media (95 por ciento del área en la curva de Gauss).

Con esta tabla dispondremos no solo de los valores centrales de los parámetros fonocardiográficos, sino además de los márgenes que contienen el 50 por ciento de los recién nacidos y el 95 por ciento de los mismos, como base para estudiar los límites de alarma que en su momento habrán de ser detectados y acusados en el proceso automático de los datos en poblaciones de recién nacidos.

Valores encontrados por fuera de los márgenes del 50 por ciento en la tabla indicarán que ese perímetro del fonocardiograma escapa de la mitad de los niños normales estudiados; mientras que valores por fuera del 95 por ciento indicarán que solamente se obtendrían en menos de un 5 por ciento de niños normales.

4.4.3 Correlación de variables

Se estudian parejas de caracteres cuantitativos en cada uno de los componentes de la muestra; en tal caso se trata de analizar si las variaciones de uno de ellos conllevan variaciones en el otro; si dos caracteres o variables guardan una relación entre sí, y si esta relación es más o menos estrecha. Se aborda, de esta manera, un importante análisis de la estadística aplicada a la investigación, que finalizará con la determinación de las leyes que rigen el fenómeno estudiado en forma de ecuaciones de regresión.

Cada elemento de la muestra puede representarse en unos ejes perpendiculares por medio de un punto, cuyas coordenadas representan los valores del correspondiente par de variables de dicho elemento. El conjunto de todos los elementos así representados forma, en general, una nube de puntos cuya observación ya indica, en cierta manera, la tendencia de una de las variables a aumentar o disminuir cuando la otra aumenta. Para cuantificar esta relación se considera el "centro de gravedad" de la nube que, lógicamente, tendrá por coordenadas los valores medios de las dos variables consideradas independientemente una de la otra.

Por dicho centro se trazan unos ejes perpendiculares, paralelos a los primitivos, que dividen el plano en cuatro cuadrantes. Se forma ahora el producto

$$(x - m_x) (y - m_y)$$

de las dos variables de cada individuo, menos sus medias respectivas. Evidentemente, la media de los productos así formados en todos los puntos de la muestra

$$p = \frac{\sum (x - m_x) (y - m_y)}{n}$$

será predominantemente positiva si la nube se agrupa preferentemente en los cuadrantes I y III, y predominantemente negativa si se extiende sobre todo en los cuadrantes II y IV. En el primer caso, a valores mayores de una variable corresponderán valores también mayores de la otra; en el segundo, el aumento de una de las variables llevará emparejado una disminución de la otra. A este valor p se denomina "covarianza".

Ahora bien, la covarianza puede presentar valores muy heterogéneos según la naturaleza del experimento que se realiza; por otra parte, tiene por unidad el producto de las unidades de las variables, y, además, su propio planteamiento viene influido por las escalas de medida tomadas en los ejes: si se aumenta la escala del eje X, la nube tiende a horizontalizarse, pudiendo dar la falsa impresión de que la variación de la ordenada, al variar la abscisa, es menor. Y al contrario, si se disminuye la escala.

Todo ello queda solucionado si se divide la covarianza entre el producto de las desviaciones típicas de las dos variables del experimento: No depende de las escalas de medida, no tiene unidades y su valor queda limitado entre +1 y -1. A este índice así obtenido se denomina "coeficiente de correlación":

$$r = \frac{p}{\sigma_x \cdot \sigma_y}$$

Valores de r próximos a 1 indicarán una buena correlación positiva entre las variables (una aumenta al aumentar la otra); valores próximos a -1 indicarán una buena correlación negativa (una disminuye al aumentar la otra); valores próximos a 0, positivos o negativos, traducirán una mala correlación.

Una vez obtenido un coeficiente de correlación, será necesario estudiar su confianza o seguridad para poder ser aplicado a la población origen de la muestra. De nuevo el concepto de error estándar resuelve este problema: la repetición hipotética del experimento daría coeficientes de correlación no idénticos; pero si la muestra es grande se demuestra que todos ellos estarían agrupados en una curva de Gauss, cuya desviación típica, o error estándar, tendría por valor

$$s_r = \frac{1 - r^2}{\sqrt{n - 1}}$$

Pues bien, sumando y restando 2 ó 2,6 veces este valor al r hallado en la muestra, se obtendrán los límites de confianza del 95 o del 99 por ciento, ya que la repetición imaginaria del experimento no daría valores iguales al r hallado, pero

sí 95 (o 99) de cada 100 veces, comprendidos dentro de dichos límites. Esta seguridad del coeficiente de correlación en muestra grande se presenta, generalmente, en la forma

$$r \pm s_r$$

dejando a quien juzga el trabajo la posibilidad de aplicar el coeficiente de seguridad que crea conveniente.

Interés especial merece el estudio de si una correlación obtenida es significativamente distinta de cero. Es evidente que, aun en el caso de dos variables biológicas absolutamente independientes, el cálculo del coeficiente de correlación no dará exactamente cero. Entonces es muy frecuente preguntarse si un coeficiente de correlación bajo obtenido traduce una correlación, aunque pequeña, o, por el contrario, refleja una correlación nula. En la misma fórmula del error estándar se puede dar a r el valor cero, con lo que

$$s_{r0} = \frac{1}{\sqrt{n-1}}$$

Y para un 95 por ciento de seguridad, los límites de confianza de $r = 0$ serán

$$\pm \frac{2}{\sqrt{n-1}}$$

Cualquier valor de r hallado en muestra grande, comprendido dentro de estos límites equivaldrá a una correlación nula.

4.4.4 Ecuaciones de regresión

El paso final dentro del estudio de los caracteres cuantitativos en cada individuo de la muestra, está constituido por la determinación de las leyes o fórmulas matemáticas experimentales (en cuanto que son obtenidas con los datos del experimento) que relacionan los sucesivos valores de una de las variables en función de los que va tomando la otra. Representada la nube de puntos o "diagrama de dispersión", se puede dividir en clases la variable tomada en el eje de abscisas; en cada una de estas clases estará comprendida una fracción de la nube que tendrá un valor medio de todas sus ordenadas.

La quebrada que une estos valores medios recoge la variación media de la y en función de los sucesivos valores que va tomando la x . Como aun en el caso de una correlación biológica muy grande (r próximo a 1) no llegarían a estar en línea recta los puntos de la quebrada, por la propia influencia del azar, es lógico poder pensar en "alisar" por un procedimiento matemático la quebrada de regresión cuando la correlación es buena, para asimilarla a una recta que constituirá la ecuación de regresión lineal o ley experimental del fenómeno.

El proceso de ajuste es el denominado de los mínimos cuadrados. La recta deberá, lógicamente, pasar por el "centro de gravedad"

de la nube, definido por sus coordenadas m_x y m_y , y su pendiente o coeficiente angular tiene por valor:

$$r \frac{\sigma_y}{\sigma_x}$$

La ecuación buscada será, por tanto:

$$y - m_y = r \frac{\sigma_y}{\sigma_x} (x - m_x)$$

Ecuación de "regresión de y en x " que representa los valores medios que va tomando la variable x .

Pero el razonamiento es válido igualmente si se divide en clases el eje de ordenadas y se halla, para cada una de ellas, el valor medio de las abscisas.

De esta manera se obtendrá una segunda recta, esta vez "regresión de x en y ", que tendrá por ecuación

$$x - m_x = r \frac{\sigma_x}{\sigma_y} (y - m_y)$$

y que representa los valores medios que toma la variable x en función de los valores fijos que va tomando la variable y .

Ambas rectas, en general, no coinciden y forman un ángulo, tanto menor cuanto más próximo a 1 (ó a -1) sea el coeficiente de correlación. En el límite, cuando $r = \pm 1$, las dos ecuaciones de regresión son coincidentes.

Una vez obtenidas estas leyes experimentales, cabe la posibilidad de ajustarlas o perfeccionarlas a medida que la experiencia va acumulando más casos similares y, de hecho, son muy frecuentes trabajos en que los autores publican correcciones en los coeficientes de sus ecuaciones por haber actualizado sus cálculos ante una casuística mayor.

La ecuación de regresión, o ley experimental que rige el fenómeno permitirá, además, extrapolar el conocimiento del mismo fuera de los límites reducidos del propio experimento, así como estimar resultados intermedios no obtenidos en él.

4.5 METODOLOGIA INFORMATICA

4.5.1 Codificación

La necesidad de manejar masas de datos cada vez mayores ha llevado a un estudio a fondo sobre la forma de automatizar el proceso de la creciente avalancha de datos. Los archivos tradicionales de los hospitales se han convertido en verdaderas tumbas de información frente a la enorme carga potencial que almacenan, existiendo una dificultad progresiva en la recuperación y proceso de tal información. El archivo ha perdido su carácter de algo permanentemente vivo para que de él pueda ser extraído el dato que se precisa en el momento necesario.

La llegada del ordenador permite al archivo recuperar su carácter, a la vez que ampliar su capacidad y reducir su espacio. Pero los datos habrán de ser introducidos en la máquina en una forma para ella inteligible; es decir, en una forma codificada.

En un amplio sentido informático se entiende por "toma de datos" la captación de cantidades significativas de información y su transcripción sobre un soporte que permita un posterior tratamiento automático.

Ahora bien, si el dato no es tomado directamente sobre tal soporte, no será posible la mecanización; será necesario un nuevo paso de codificación con el consiguiente aumento de trabajo y, lo que es más importante, de riesgo de errores.

Eligiendo adecuadamente el soporte de datos habrá, en general, poca diferencia en el esfuerzo de transcripción, frente al de anotarlos por medios convencionales sobre los impresos habituales, y así quedarán preparados para su envío a un sistema de proceso de datos u ordenador.

La codificación sigue los principios de la notación binaria que utiliza el 2 como base de numeración. Unicamente emplea el 0 y el 1, tanto para la formación de los números como para operar con ellos. Toda la aritmética clásica podría haber sido edificada en esta base, en lugar de la decimal. Las reglas fundamentales serían, simplemente:

$$0 + 1 = 1$$

$$1 + 1 = 10$$

Las sucesivas potencias de 2 tendrían su traducción en números binarios como sucesivas potencias de 10. De esta manera, el 4 decimal equivaldría al 100 binario, etc.

Naturalmente, de esta manera, un mismo número, en binario, está formado por más cifras que en decimal: los números, en base 2, son más largos. Sin embargo, tienen la enorme ventaja (fundamento de la utilización de esta base en el proceso de datos) de que todos ellos se pueden componer por conjuntos de posiciones alternativas "sí" o "no" (0 ó 1); incluso sin necesidad de gua-

rismos, simplemente por dos situaciones contrarias: ausencia o presencia de señal; interruptor abierto (0) o cerrado (1); núcleo magnético imantado en un sentido o en otro; perforación o no en una tarjeta; marca con lápiz en una posición sensible de una página o ausencia de marca, etc.

Disponiendo de un gran conjunto de interruptores, núcleos magnéticos, posiciones perforables o sensibles, se tendrá preparado un terreno suficiente para almacenar los números y operar con ellos en base 2.

La mayor longitud de números y operaciones, al actuar con máquinas electrónicas, no supone un inconveniente dada la enorme velocidad de las mismas y, sin embargo, se ha conseguido un sistema sencillo y práctico de representación.

Existen muy diversos soportes de datos codificados de utilización frecuente: tarjetas perforadas, cintas de papel, cintas y discos magnéticos, etc. Pero de entre todos ellos merece una mención especial la página de marcas sensibles, por su interés en la codificación de datos médicos.

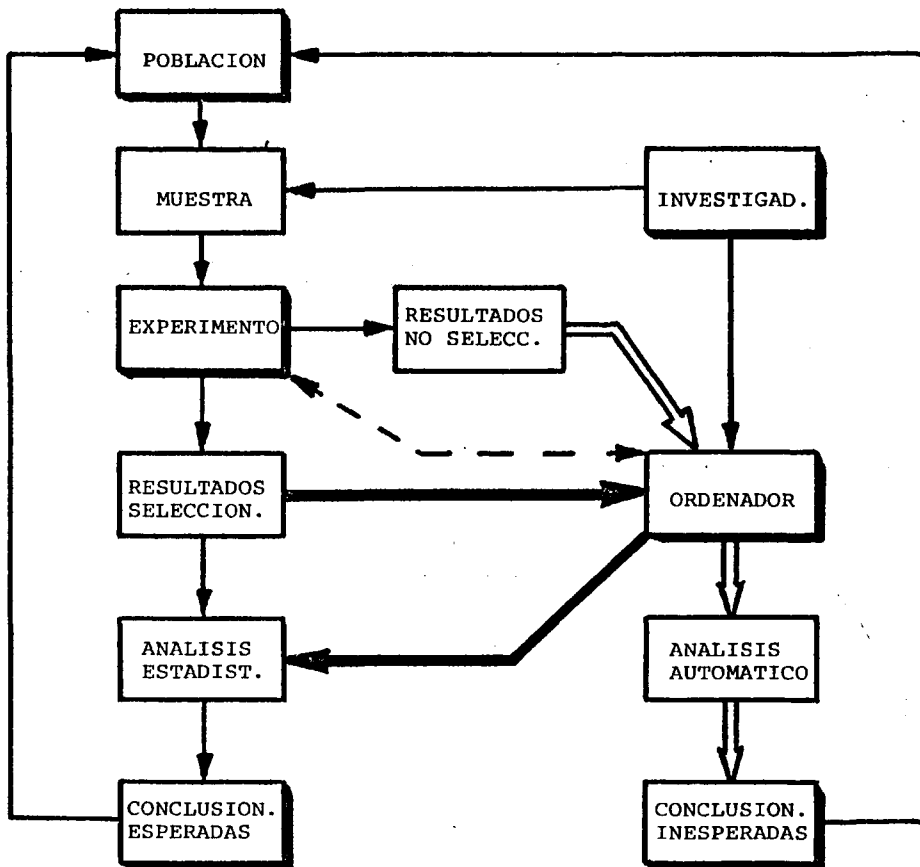
Esta página tiene la ventaja de constituir un documento inteligible igualmente para el médico y para el ordenador. Permite transcribir sobre ella los datos clínicos con la misma facilidad que sobre una hoja convencional y, de esta forma, quedan dispuestos para un tratamiento automático. Y permite su inclusión, como un documento más, en la carpeta de información del paciente, no precisando para su utilización conocimientos informáticos especiales. Pequeños trazos a lápiz sobre una hoja espe-

cialmente diseñada son leídos y procesados directamente por el ordenador, sin necesidad de una transcripción previa.

4.5.2 El ordenador en la investigación médica

La aportación del ordenador al complejo campo de la investigación en las ciencias biomédicas queda recogida en el esquema. En él se han señalado las vías fundamentales de interconexión con el proceso tradicional de la investigación preinformática.

La columna de la izquierda muestra el flujo habitual de la información durante el desarrollo de un experimento clásico: A partir de una población (siempre entendida en el sentido estadístico amplio), y planificado un trabajo, el investigador extrae una muestra adecuada sobre la que va a desarrollar su experimento. De él se obtendrá una larga serie de datos o resultados, de la que serán seleccionados todos aquellos que van encaminados a la demostración de la teoría o idea preestablecida objeto del trabajo abordado. Sobre estos resultados, la aplicación del método estadístico en cualquiera de las formas descritas permitirá llegar a unas conclusiones respecto a la teoría inicial, previa demostración de una significación estadística y de una seguridad dada. Naturalmente, estas conclusiones de muy poco servirían si únicamente tuvieran valor referidas a la muestra sobre la que el experimento fue realizado; es necesario que sean de aplicación a la población de origen, lo que también el análisis estadístico permite estimar.



Hasta aquí el esquema tradicional. Pero con la llegada de la era informática, el ordenador electrónico pone en manos del investigador una enorme capacidad en el proceso de datos. Ahora es ya posible introducir en la máquina todos los resultados seleccionados de entre los datos proporcionados en el experimento, sin más que atender a un paso previo de sencilla codificación; y la máquina los procesará, efectuando toda la serie de pruebas estadísticas necesarias que antes era preciso realizar por procedimientos convencionales. Las conclusiones finales serán las mismas; pero el proceso analítico ha sido automatizado, ganando con ello en capacidad de cálculo, rapidez y precisión.

Las posibilidades, día a día crecientes, de utilización del ordenador no solo como herramienta de cálculo, sino también como instrumento más de investigación médica directa, actuando sobre la propia técnica del experimento, queda recogida en la línea de trazos. Sin embargo, en el fondo, y por la propia esencia de la máquina, cualquier intervención del ordenador se reduce a un rápido proceso de datos de gran capacidad. En el análisis de un registro electrocardiográfico, por ejemplo, a pesar de la conexión *On-line* del ordenador, éste se limita a medir los distintos intervalos significativos de la gráfica del paciente y a traducir los resultados de forma inmediata por medio de un programa que analiza la curva y procesa los valores hallados. El necesario paso previo de codificación se realiza de forma directa por medio de una interfase de conversión analógico-digital del registro.

Queda por señalar la participación del ordenador en la investigación automática, proceso que se recoge en la columna de la derecha en estrecha relación con el resto del esquema. A partir de los datos que se introducen en la máquina, la gran capacidad y velocidad de la misma permiten que se pueda llegar a conclusiones inesperadas, al descubrir relaciones ignoradas y no sospechadas en el planteamiento del trabajo. El apartado 4.5.4 describe ampliamente este proceso.

4.5.3 Programas de explotación estadística

El análisis estadístico se ha extendido a los más diversos campos de la ciencia y de la investigación. Por ello, han sido desarrollados numerosos programas para el tratamiento automático, con ordenador, de datos estadísticos; muchos de ellos orientados, de una forma específica, para las aplicaciones concretas a que van destinados. Otros, por el contrario, dirigidos a la investigación científica general, presentan un amplio contenido con los más complejos análisis.

No resulta tarea fácil el seleccionar un programa de aplicación más adecuada para el tratamiento estadístico de datos biomédicos. Ello iría en dependencia, no solo de las características especiales del propio experimento y de los análisis requeridos, sino también de la forma en que los datos son tomados y codificados, del volumen de información tratada, del ordenador disponible y de la mayor, menor o nula experiencia en proceso de datos del investigador o de sus colaboradores.

Se ha seleccionado un programa de explotación estadística que, en conjunto, reúne una amplia gama de posibilidades de uso en cuanto a capacidad de análisis, de datos, máquina disponible y experiencia, de aplicación idónea para datos médicos.

Se trata del programa IBM: CALL-Statistical Package, del que se hace a continuación una breve descripción en sus características y utilización.

El Statistical Package, o Conjunto de Programas de Análisis Estadísticos, permite al investigador actuar en forma interactiva conversacional con un ordenador, por medio de un terminal de teclado a distancia, para realizar una completa variedad de estudios estadísticos.

Sin necesidad de ser un especialista en el campo del proceso de datos ni de poseer un ordenador en el lugar de trabajo, se puede utilizar la potente capacidad de aquél desde una máquina de escribir especial conectada con él por vía telefónica. Efectuada la conexión con el centro de cálculo mediante una llamada, basta con teclear el número de usuario y la clave preestablecida para que el ordenador conteste sobre el mismo papel y quede dispuesto para recibir órdenes y datos. La velocidad de proceso de la máquina es tan grande que, aunque simultáneamente esté atendiendo a muy diversas llamadas desde diferentes terminales, cada usuario tiene la impresión de ser el único que utiliza el sistema.

El centro de cálculo recibirá, de este modo, toda la información para su proceso y, si se desea, su archivo. A pesar de la

facilidad con que el usuario accede a la información suya allí mantenida, puede hacer que ello sea imposible de conseguir por cualquier otra persona no autorizada: se establece una clave que podrá ser cambiada cuantas veces se crea conveniente. Incluso puede ordenarse que aparezca borrada en los listados producidos por el terminal; de este modo se garantiza la confidencialidad de la información procesada.

A partir de mandatos sencillos se puede ordenar la ejecución de los más completos análisis o cálculos y la selección y clasificación de los datos. El terminal puede imprimir resultados, tablas e incluso gráficos delineados con precisión, siendo las técnicas suficientemente flexibles como para satisfacer al estadístico o especializado o ayudar a usuarios sin experiencia. En esta relación interactiva, el investigador y el ordenador utilizan el mismo lenguaje; los programas se han diseñado de forma que soliciten del usuario la introducción de las variables y parámetros de su experimento y la toma de decisiones en determinados momentos de los análisis. Esta comunicación con el ordenador tiene forma conversacional, con lo que se puede resolver el problema desde un terminal a distancia, sin conocimientos de informática. La petición de ayuda o aclaración en un momento determinado traerá como consecuencia el que se faciliten automáticamente instrucciones explicativas en una colaboración que sugiere métodos de cálculo alternativos y proporciona información adicional sobre los métodos estadísticos.

Una vez que se está familiarizado con el sistema, es posible abreviar la conversación, con el fin de reducir, en forma de

grupos de respuestas o abreviaturas, el trabajo de tecleado y el tiempo de preparación de los cálculos.

El programa verifica los datos y permite la corrección de posibles errores, pudiéndose también añadir, transformar o suprimir los que se consideren convenientes. Si se desea, los datos pueden conservarse en un fichero creado a distancia, en el centro de cálculo, para su posterior utilización.

Este programa admite un número máximo de columnas, o variables, de treinta; mientras que el número máximo de observaciones, o componentes de la muestra, vendrá dado al dividir 3750 (total de datos admitidos) entre el número de variables. Así, para un experimento en que se utilizan 15 variables en cada individuo, se podrá trabajar con el sistema con un máximo de 250 pacientes.

4.5.4 Investigación médica automática

Al describir las diferentes vías de participación del ordenador en el proceso de datos médicos, quedó esbozada la posibilidad de su utilización en lo que se podía denominar una investigación automática. En el esquema que allí se presentó existía una vía que conducía, a partir de los datos introducidos en la máquina, a la obtención de posibles conclusiones inesperadas, descubriendo relaciones no sospechadas a priori entre diversas variables medidas en el experimento.

Cuando un investigador médico planea un trabajo nuevo, formula generalmente una hipótesis, desarrolla un experimento y trata

de demostrarlo con los resultados obtenidos en él. El análisis estadístico le dará la significación y la seguridad de sus conclusiones. Otras veces acude a su archivo de pacientes y en una labor de revisión a posteriori selecciona sus muestras, lo más numerosas y homogéneas que le es posible para dar mayor rigor a su trabajo; y a partir de los datos archivados, o de otros complementarios que puede deducir de ellos, acude a las pruebas estadísticas. De esta forma consigue encontrar diferencias significativas que luego serán atribuidas a una enfermedad, una alteración, un tratamiento, etc., que, en definitiva, constituía el único factor que diferenciaba sus muestras. Estas son homogéneas en todo, menos en el factor de diferenciación; se comportan de distinta forma, y el análisis estadístico comprueba, con una seguridad dada, que las diferencias son excesivas para ser atribuidas al azar. Por consiguiente, la conclusión inmediata es que la enfermedad, la alteración, el tratamiento, es el responsable. Y con el experimento ha dado un paso más en el conocimiento de este factor, enunciando una nueva acción o una nueva propiedad.

En otras ocasiones, con los valores hallados en un experimento, o bien con las variables ya recogidas en su archivo, selecciona dos de ellas por estimar o intuir (no hay que olvidar el importante valor de la intuición en el terreno de la investigación) que ambas pueden tener una estrecha relación; que las variaciones de una arrastran variaciones en la otra. Y organiza su trabajo para poder llegar a descubrir la ley que liga esta interrelación. El método estadístico le permite calcular el coeficiente que correlaciona sus dos variables; le da, igualmen

te, una prueba de significación de tal coeficiente de correlación, y ante el hallazgo de un buen valor del mismo, le permite formular una ecuación de regresión o ley experimental que rige la relación entre ambas variables o que define el fenómeno estudiado.

Naturalmente, todo esto ha sido posible porque en su hipótesis de planteamiento el investigador estimó que debería existir tal relación; y la estadística le ha permitido comprobarla y traducirla a una ecuación. Ha sido una investigación dirigida; y orientada, desde el principio al fin, hacia el objetivo pretendido.

Sin embargo, en muchas ocasiones los resultados de un experimento son muy numerosos. En general se tienen muchos más datos de los que realmente son necesarios para comprobar la hipótesis inicial. Los archivos de pacientes, de los que muchas veces se parte para iniciar un trabajo, contienen habitualmente una gran cantidad de información; se han medido en ellos muchas más variables que las dos que, en un momento dado, constituyen el programa de trabajo; un buen número de ellas encierran, sin duda, interrelaciones no sospechadas ni intuídas, en espera de que en algún momento puedan ser estudiadas.

Como el cálculo de coeficientes de correlación y de ecuaciones de regresión es complejo si no se utilizan máquinas automáticas, hasta ahora la investigación no podía lanzarse a descubrir relaciones insospechadas entre parámetros biológicos, en una labor la mayoría de las veces infructuosa y desalentadora. No hay que olvidar que no es demasiado frecuente el hallazgo de buenos

coeficientes de correlación en biología, ni siquiera en el estudio de relaciones indiscutibles entre variables.

Con la incorporación del ordenador al análisis estadístico, la complejidad de estos cálculos queda prácticamente reducida a su planteamiento. De esta forma no existe la menor dificultad para introducir en la máquina, no solo dos, sino incluso todas las variables medidas en el grupo de pacientes o muestra, y solicitar del ordenador una matriz de coeficientes de correlación de "todas con todas".

La tabla puede ser de grandes dimensiones, dependiendo del número de variables introducido; pero su obtención es rapidísima en el proceso automático. Se dispone así de una medida global de todas las interrelaciones existentes entre la totalidad de las variables observadas en el grupo de estudio. Lógicamente, y de una forma especial si no ha habido una selección previa, la mayor parte de los coeficientes de correlación de la matriz serán muy bajos, positivos o negativos próximos a cero, denotando una pésima o nula correlación. Como en las ciencias de la naturaleza los números exactos no se dan nunca, en el caso de una absoluta falta de relación entre dos variables totalmente dispares, no se llegaría a obtener un coeficiente de correlación exactamente nulo. También el método estadístico enseña, con unas pruebas de significación, hasta qué límites del coeficiente hay que entender una correlación, no como baja, sino como realmente nula, dependiendo del número de individuos que componían la muestra.

Con estas pruebas de significación se llega a determinar los límites (positivo y negativo) sobrepasados los cuales los coeficientes de correlación son considerados como válidos. Ahora es necesario seleccionar en la matriz global aquéllos (pocos en general) que satisfacen esta condición, desechando la mayoría que no la cumplen, para pasar después a analizar las parejas de variables que presentan los coeficientes seleccionados.

De este análisis se deducirá que alguna de las relaciones halladas de esta forma automática son obvias o de sobra conocidas. Algunas incluso, por tratarse de parámetros derivados uno del otro por alguna operación matemática al constatar dos observaciones en el paciente, pueden presentar coeficientes muy próximos a ± 1 , porque su relación es incuestionable; pero nada aportan al trabajo. Otras variables con buenos coeficientes de correlación pueden haber sido publicadas ya, lo que servirá para cotejar resultados con otros investigadores. Otros coeficientes significativos pueden traducir la relación existente en las variables objeto del propio experimento: aquéllas de relación sospechada en el planteamiento y que sirvieron de base al trabajo. Pero, por último, pueden quedar parejas de variables con excelentes coeficientes y cuya relación no era sospechada. Son éstos los verdaderos descubrimientos de la investigación automática. La máquina ha ayudado a descubrir relaciones biológicas no planteadas e, incluso, no imaginadas.

A partir de estos buenos coeficientes de correlación no sospechados a priori se calcularán las correspondientes ecuaciones de regresión que traducirán, como siempre, las leyes experimen-

tales o ecuaciones que rigen los valores medios de una de las variables en función de los que va tomando la otra.

Se ha llegado así a unas formulas que definen un fenómeno biológico.

Los coeficientes que figuran en dichas ecuaciones de regresión han sido calculados a partir de valores encontrados en el experimento, siendo, por consiguiente, susceptibles de aproximaciones sucesivas, a medida que las observaciones sean más numerosas y la casuística del investigador se vaya ampliando. Nuevos pasos por el ordenador permitirán entonces mejorar la aproximación de las fórmulas. De hecho son frecuentes los artículos médicos en que un investigador comunica unos mejores índices para una ecuación ya publicada previamente por él; su mayor experiencia le ha permitido precisar más sus fórmulas.

Es necesario insistir en la trascendencia que en el estado actual de la biomedicina puede presentar la utilización del proceso de datos en esta forma de investigación, en momentos en que los avances de la tecnología aportan cada día una más considerable avalancha de datos.

Los hallazgos de ordenador que la investigación automática ofrece, sin necesidad de una hipótesis directa previa por parte de quien planea el experimento, hacen pensar si la ciencia actual no habrá alcanzado unas posibilidades que ponen en juego el rigor lógico de la idea del ilustre investigador médico Claude Bernard al afirmar que "si no se sabe lo que se busca, no se ve lo que se encuentra".

4.5.5 Aplicación

En el apartado 4.3 vimos cómo habíamos llegado a confeccionar, en nuestro estudio, una matriz de datos numéricos que presentaba 200 filas (correspondientes a los doscientos recién nacidos estudiados) y 42 columnas (correspondientes a las variables en ellos analizadas, de frecuencia, alturas, distancias, etc., en sus registros). La codificación de esta tabla numérica constituía un paso previo para su introducción en el ordenador con vistas a un tratamiento estadístico automatizado. Esta operación se realizó utilizando hojas de codificación de las usadas habitualmente en programación; sin embargo, la matriz no fue codificada en la forma que se indicó en el apartado 4.3, ya que fue conveniente modificar las unidades de algunas de las variables con el fin de evitar en la codificación la reiterada repetición de ceros, decimales y comas. Para ello, mantuvimos las demás variables sin variación en sus unidades; pero modificamos las que a continuación se relacionan, y en la forma que se indica:

| Núm. | Variable | Transformación |
|------|--|----------------|
| 2 | Distancia del punto R del ECG al punto de máxima amplitud del FCG..... | x 100 |
| 3 | Distancia del punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG al punto de máxima amplitud en el segundo tono..... | x 100 |
| 4 | Distancia del punto de máxima amplitud en el segundo tono del FCG al punto de máxima amplitud en el primer tono siguiente..... | x 100 |
| 13 | Altura del pico R del ECG..... | x 10 |
| 14 | Máxima amplitud del fono 1 en el primer tono cardíaco..... | x 10 |
| 15 | Máxima amplitud del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | x 10 |
| 16 | Máxima amplitud del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | x 10 |
| 17 | Máxima amplitud del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | x 10 |
| 18 | Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco..... | x 10 |
| 19 | Máxima amplitud del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | x 10 |
| 20 | Máxima amplitud del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | x 10 |
| 21 | Máxima amplitud del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | x 10 |
| 24 | Peso del recién nacido..... | : 10 |
| 27 | Anchura del fono 1 en el primer tono cardíaco. | x 100 |
| 29 | Anchura del fono 1 en el segundo tono cardíaco | x 100 |
| 31 | Anchura del fono 2 en el primer tono cardíaco | x 100 |
| 33 | Anchura del fono 2 en el segundo tono cardíaco | x 100 |
| 35 | Anchura del fono 3 en el primer tono cardíaco | x 100 |
| 37 | Anchura del fono 3 en el segundo tono cardíaco | x 100 |
| 39 | Anchura del fono 4 en el primer tono cardíaco | x 100 |
| 41 | Anchura del fono 4 en el segundo tono cardíaco | x 100 |

Con estas transformaciones en las unidades de las variables se evitó la repetición de comas y cifras no significativas en los datos, cuestión importante a la hora de codificar cantidades elevadas de números.

Sin embargo, estas transformaciones en los datos no deben ser perdidas de vista, puesto que en el momento de la obtención de los resultados es preciso deshacer las transformaciones previamente realizadas. Así ha sido hecho en el apartado 6 de resultados, en que en la presentación de los mismos se ha realizado la antitransformación cuando era necesaria. Esta transformación inversa que, en las estadísticas fundamentales (medias, desviaciones típicas, error estándar de la media, rango, valor máximo y valor mínimo) no ofrece ninguna dificultad, no se presenta, en cambio, tan sencilla a la hora de corregir los coeficientes dados por el ordenador para las ecuaciones de regresión. En el apartado 6, naturalmente, se han realizado convenientemente todas estas transformaciones antes de presentar los resultados, cuando las unidades que en cada caso se consideraban así lo requerían.

El siguiente paso a realizar con las hojas de codificación que contenían los datos fue su transcripción a un soporte que fuera inteligible para el ordenador. De acuerdo con el programa estadístico que iba a ser utilizado en el proceso, se eligió como soporte más conveniente la ficha magnética. En estas fichas se grabaron, tecleando en una máquina de escribir especial, todos los números contenidos en la matriz que quedaron, de este modo, preparados para ser introducidos en el orde-

nador en el momento en que el programa estadístico STATPACK solicitase los datos.

Lo mismo se hizo posteriormente con la pequeña matriz numérica de 200 niños por 2 variables cuando se analizaron, por separado, las frecuencias cardíacas en inspiración y en espiración.

5.- DISEÑO ESPECIAL DE UN
REGISTRADOR EN CINTA
MAGNETICA DE LOS SONI-
DOS DE AUSCULTACION

5.1 MEMORIA DESCRIPTIVA

Desde hace varios años venimos realizando, dentro del campo de la Ingeniería Médica, una serie de investigaciones orientadas a cubrir dos importantes lagunas observadas en el ejercicio práctico diario de la clínica médica general:

La imposibilidad de escuchar, de "viva voz", sin utilizar el fonendoscopio tradicional, los sonidos de auscultación.

La imposibilidad de grabar en cinta magnética, a la cabecera de un enfermo, el sonido de su corazón, para analizarlo después con detenimiento, comprobar posteriormente la eficacia de una terapéutica elegida o, simplemente, archivar tan expresiva historia sonora.

Ante la preexistencia de complicados y costosísimos aparatos, todos ellos de fabricación extranjera, propios de centros importantes o consultas de alta especialidad cardiológica, se trataba de conseguir un instrumento sencillo, de posible difusión masiva, barato y portátil, que permitiera a todo médico práctico llevarlo en su maletín o utilizarlo sobre su mesa de trabajo.

Previamente ha sido necesario resolver un importante problema de acústica fisiopatológica, parte fundamental del presente estudio; en especial cuanto se refiere a frecuencias de ruidos de auscultación.

Los resultados logrados, el diseño del aparato y los registros gráficos obtenidos a partir del mismo se describen a lo largo de esta Memoria Descriptiva General del diseño de un Registrador en Cinta Magnética de los Sonidos de Auscultación.

La audición de los sonidos fisiológicos y patológicos producidos en el cuerpo humano por movimientos internos funcionales de masas o de fluidos, bien sean de origen cardíaco, pulmonar, de flujo sanguíneo, fetal o peristáltico, que en conjunto componen el esquema general de la auscultación clásica, se ha visto rodeada desde los primeros tiempos de la Historia de la Medicina de numerosas dificultades para su correcta interpretación diagnóstica, basadas en la necesidad de una amplificación adecuada para la distinción clara y diferencial de sonidos tan débiles.

El médico general ha tratado de resolver este problema utilizando sucesivamente diversos recursos a su alcance; desde el primitivo procedimiento de auscultación directa o inmediata, por aplicación de su oído sobre la piel del enfermo, hasta el generalizado uso de tubos acústicos que, todavía hoy, constituyen el elemento fundamental de uso constante de todos los clínicos, en sus dos formas: estetoscopio, o tubo rígido utilizado preferentemente en auscultación ginecológica y fonendoscopia.

pio clásico de gomas, de difusión tan absoluta que se ha convertido en el primer elemento auxiliar de todo reconocimiento médico.

Alrededor de los diferentes matices de los sonidos internos que estos sencillos instrumentos son capaces de recoger y trasladar directamente a nuestro oído con la menor influencia del ambiente que se ha podido conseguir, ha sido elaborada una rica teoría acústico-médica, basada en las alteraciones sonoras que en ellos originan las modificaciones funcionales de los diversos órganos y fluidos que las producen.

En primer lugar, estas alteraciones se pueden referir al tono o altura del sonido, es decir, a su frecuencia de vibración, que le confiere su calidad de grave o agudo.

En segundo lugar, a su intensidad o amplitud de onda, que le hace manifestarse más fuerte o más débil.

En tercero a su timbre; conjunto de armónicos sobre el sonido fundamental o "forma" de la onda que, por ellos, se aparta de la sinusoide perfecta del sonido puro, lo que le da su propio carácter y le diferencia de cualquier otro, aun con el mismo tono y la misma intensidad.

Y por último, a sus variaciones en el tiempo, es decir, a su ritmo o cadencia; y a modificaciones de cualquiera de las tres anteriores características si no fueran constantes.

Así podemos decir que es más agudo, de más frecuencia, un murmullo vesicular que un tono cardíaco, y más intenso el primer tono del corazón que el segundo. Aunque coincidieran en frecuencia o altura, nunca confundiríamos un soplo, con el murmullo vesicular, por su especial timbre o forma de la onda.

Todas estas características tienen, naturalmente, su significación física y su representación gráfica. No es otro el objeto del fonocardiograma que en un trazado continuo las recoge, al hacer actuar sobre una aguja marcadora las variaciones de tensión eléctrica en que se pueden transformar las ondas sonoras en forma similar a como lo hace cualquier micrófono habitual: sobre el papel, ondas más apretadas indicarán sonido más agudo que otro cuya representación sea dada por ondas más abiertas o extendidas, que será más grave. Ondas más altas mostrarán sonidos más intensos. Según la forma de la gráfica, puntiaguda, redondeada, sinusoidal, con dos o más picos, etc., juzgaremos el timbre del sonido. La repetición en el tiempo nos indicará su ritmo o cadencia. Una intensidad decreciente nos hablará de sonido amortiguado, etc.

Acabamos de citar la transformación sencilla de las ondas sonoras en variaciones de tensión eléctrica por medio de una membrana microfónica vibrante que actúa sobre una bobina de inducción magnética. Estas señales eléctricas se pueden utilizar, como queda dicho, en el registro gráfico del sonido estudiado; pero también pueden actuar, convenientemente amplificadas, sobre un altavoz, de efecto exactamente contrario al de un micrófono, que transforma de nuevo las variaciones eléctricas

cas en modificaciones de presión de aire, es decir, de nuevo en sonidos.

Así conseguiríamos una audición a mayor volumen del sonido auscultado, incluso regulable a voluntad en intensidad, sin más que actuar sobre un mando en el amplificador intermedio. Y, sobre todo, podríamos llevar la transformación eléctrica del sonido a actuar sobre la cabeza registradora de un grabador magnético y recoger en cinta magnetofónica los sonidos de auscultación.

Sorprende extraordinariamente que, con los medios actuales al alcance de la electroacústica, no se haya difundido a todo médico la posibilidad de recoger en banda magnética sus sonidos de auscultación.

Y llevados más allá por nuestro espíritu de investigación electro-médica en un momento en que la Electrónica se va introduciendo por derecho propio en todos los campos de la Ciencia, estamos tentados de predecir que en un futuro próximo llegará a desaparecer la estampa clásica del clínico que tradicionalmente continúa resolviendo el problema de amplificación de sus sonid^os de auscultación por los rudimentarios, aunque eficaces, procedimientos del fonendoscopio clásico de gomas.

Con el diseño del Fonendoscopio Electrónico que se presenta en este trabajo, hemos pretendido presentar a la clase médica general un instrumento esencial en la auscultación moderna, hasta ahora privativo de centros importantes o consultas de especia-

lidad por su elevado costo, su volumen y la compleja instalación requerida, que hacía prohibitiva su adquisición, complicado se maneja y difícil su traslado junto al enfermo.

Nos hemos propuesto conjugar de un modo efectivo las características de sencillez de diseño, elemental manejabilidad y máxima reducción de volumen. Con ellas, junto con la carencia absoluta de instalación previa, y con el logro de una reproducción clara y fiel de los sonidos auscultados creemos haber conseguido un elemento auxiliar importante para el uso del médico moderno.

No pretendemos, sin embargo (quizás el aparato no esté capacitado totalmente para ello), sustituir la utilización del fonendoscopio tradicional, cuyos sonidos familiares suplen sin duda a la hora de la interpretación diagnóstica su escaso rendimiento de amplificación y nitidez; pero sí hemos de resaltar la trascendencia de este Fonendoscopio Electrónico como instrumento colaborador, tomando como ejemplo una sola de las aplicaciones del mismo, sobre cuya utilidad debe juzgar el médico general: nos referimos a la ya citada posibilidad de recoger en cinta magnética el latido cardíaco para ser estudiado más tarde con la reiteración que fuera necesaria o, simplemente, como base de comprobación de la eficacia de una terapéutica, por medio de grabaciones sucesivas de comparación que, en conjunto, formarán después la más completa historia clínica sonora.

Al igual que en la actualidad explicamos a los pacientes nuestro diagnóstico sobre un registro gráfico (radiografía, elec-

trocardiograma, etc.) podremos llevar a sus oídos la demostración sonora de su patología cardíaca o pulmonar, así como la evolución de su enfermedad.

La sencillez con la que cualquier cardiólogo puede transformar los sonidos de la cinta magnetofónica así grabada en un registro gráfico sobre papel, nos permite la posibilidad de enviarla por correo, dado el pequeño tamaño que hoy se ha conseguido en las cassettes comerciales, desde cualquier lugar, sin necesidad de desplazamiento, no siempre realizable, del enfermo hasta el especialista, que obtiene de ella, directamente, el fonocardiograma del paciente. En otros casos, incluso, podría ser transmitida por teléfono.

Como utilización inmediata del instrumento debe ser destacada la audición directa, a través de un altavoz incorporado y con volumen regulable a voluntad, de los sonidos producidos por movimientos funcionales cardíacos y pulmonares de la auscultación clásica.

Ello ha hecho necesario un minucioso estudio de las frecuencias que poseen dichos sonidos para tratar de conservar todas ellas en los sistemas de filtrado y eliminar con ellos aquéllas, por encima o por debajo de las mismas, que no harían sino enmascararlos y perturbar la grabación correcta y su posterior audición. Con esto, los ruidos de ambiente han quedado reducidos al máximo, excepto, claro está, aquéllos cuyas frecuencias se hallan comprendidas en la banda conservada, lo que obligará a prestar un mínimo de cuidados a la hora de efectuar el registro, tal como se hace en cualquier grabación habitual, teniendo en

cuenta que aquí un ruido ambiente es especialmente perjudicial. Para comprobar simultáneamente la calidad de lo que se está registrando, ha sido preciso dotar al aparato de un pequeño auricular "piloto" de control.

Con estas consideraciones, las bandas de frecuencias conservadas son:

A.- Posición 1 del selector, para sonidos del corazón:

- Frecuencia de respuesta máxima: 100 c/seg
- Banda pasante, con atenuación de 7 dB: de 20 a 220 c/seg

B.- Posición 2 del selector, para sonidos del pulmón:

- Frecuencia de respuesta máxima: 250 c/seg
- Banda pasante, con atenuación de 5 dB: de 50 a 450 c/seg

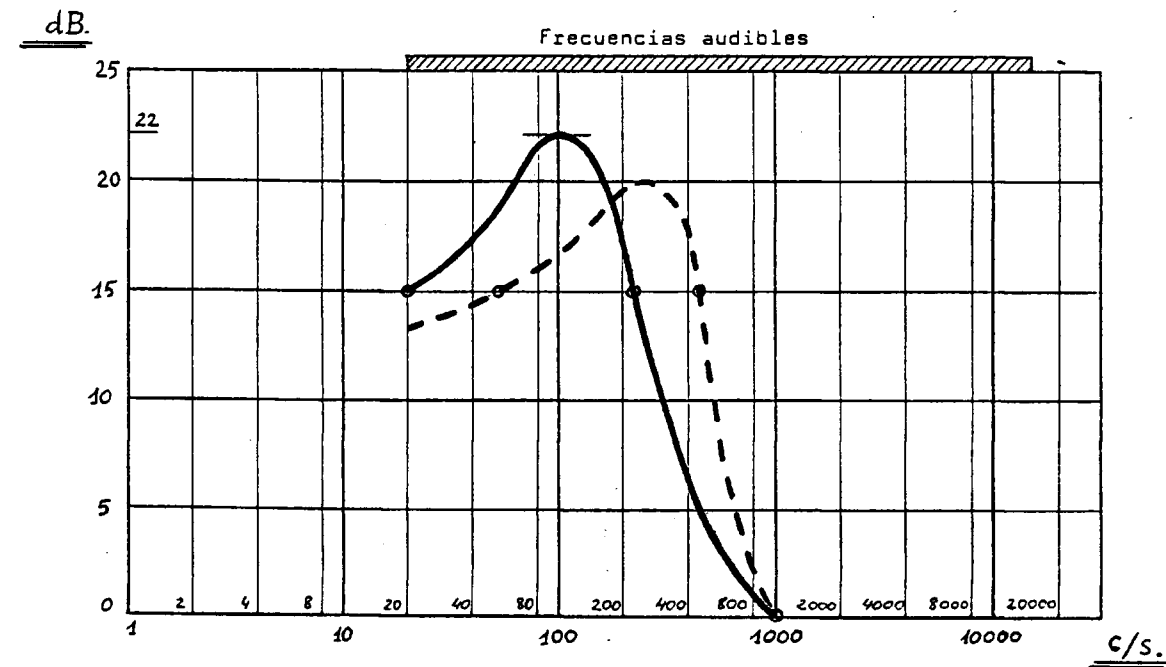
La posición 1 selecciona frecuencias más bajas, adecuadas para la escucha de los tonos cardíacos, y la posición 2 frecuencias algo más elevadas, para la auscultación de sonidos pulmonares y soplos especiales.

Las gráficas de la figura han sido obtenidas tomando como referencia la respuesta a 1000 c/seg y aplicando la fórmula de definición del decibelio

$$dB = 20 \log \frac{V (c/seg)}{V (1000)}$$

La aplicación obstétrica del aparato permite escuchar, en iguales condiciones, el latido fetal, que muchas veces representa una dificultad importante, sobre todo en sus primeras manifes

CURVAS DE RESPUESTA RELATIVA EN DECIBELIOS
para las dos posiciones del selector de TONO.



———— Posición 1: CORAZON
----- Posición 2: PULMON y SOPLLOS.

$$dB = 20 \log \frac{V(c/s)}{V(1000)}$$

98

taciones, en meses no avanzados de la gestación. En casos oscuros puede acoplarse a su salida un nuevo amplificador que refuerce sonidos tan débiles. La determinación de un embarazo múltiple no ofrece dificultad si utilizamos dos aparatos y comparamos sus pulsaciones.

El uso continuo durante el parto, con la fijación del micrófono a la piel por medio de una tira de esparadrapo, sin requerir atención alguna del médico a las maniobras de auscultación, será un auxiliar valioso que nos pondrá en guardia de inmediato a los primeros signos de sufrimiento fetal.

Otra aplicación importante consiste en la posible fijación continua del micrófono sobre el corazón de un enfermo y el uso de un altavoz suplementario que puede ser llevado a una sala próxima (enfermera, médico de guardia...) para evitar continuas visitas a la habitación del paciente. Con varios aparatos podríamos vigilar, desde un centro único de control, a otros tantos enfermos separados.

Pero la más decisiva posibilidad de este Fonendoscopio consiste, como ya hemos apuntado, en la grabación inmediata de todos los sonidos indicados sobre cinta magnética. Para ello hemos dotado al instrumento de una conexión de salida que puede ser llevada directamente a la entrada de grabación de cualquier magnetófono de uso corriente, en especial de los del tipo cassette, que por su reducido tamaño puede ser transportado con facilidad a la cabecera del enfermo. Para el estudio detenido de un caso difícil esta ventaja es excepcional, ya que permite al médico llevar

consigo a su lugar de estudio la más completa información real de su paciente; así como también el poder comprobar, con grabaciones sucesivas, el curso favorable o no de la medicación elegida.

La aplicación didáctica del aparato es inmediata: con él ya no tiene sentido el cuadro clásico de un inmenso grupo de alumnos de nuestras Facultades en prácticas alrededor de un enfermo, que se afanan por auscultarle uno tras otro a instancias del profesor, con extraordinaria incomodidad de quien ha de soportar tal cúmulo de maniobras. El aparato permite escuchar a todos de un modo simultáneo.

No obstante, está también dotado de una conexión para auricular, simple o doble, para el caso en que se desee evitar la posible realimentación eléctrica entre micrófono y altavoz, al pretender aumentar al máximo la potencia del aparato para la detección de algún soplo solapado de difícil identificación. Al conectar este auricular, u otro altavoz supletorio para ser llevado a otro lugar, queda automáticamente desconectado el altavoz interior.

Grandes problemas ha sido necesario resolver en el proyecto del instrumento: la ya indicada selección de las frecuencias audibles fisiológicas y patológicas a conservar, para la determinación de filtros adecuados que no eliminen armónicos importantes de los sonidos de auscultación y sí eviten, lo más posible, todos los ruidos y roces accesorios que puedan enmascararlos. La reducción máxima del tamaño, compatible con una reproducción fiel; para ello hemos utilizado transistores y cir

cuitos impresos e integrados, llegando a un volumen mínimo "de bolsillo". El diseño de un elemento captador o micrófono especial para tan débiles señales, con un estudio minucioso de la cámara de aire óptima. La utilización de componentes de fácil adquisición en el mercado electrónico nacional, que garantice una rápida sustitución en caso de posible deterioro. La consecución de un costo mínimo del instrumento, al alcance de cualquier profesional e incluso de cualquier alumno de la Facultad de Medicina; el resultado había de ser un precio que en nada difiere del de el buen libro de consulta. Y el logro del máximo de amplificación, de potencia y de calidad sonora, en tan desfavorables condiciones.

Estimamos que la potencia conseguida (1 watio) es suficiente para una auscultación normal. No obstante, y para casos excepcionales, hemos dispuesto una conexión de salida que puede también ser llevada a otro amplificador de uso corriente, hasta conseguir la potencia deseada.

Esta misma toma puede ser conectada a un osciloscopio que permitirá, en auscultación cardíaca, ver sobre su pantalla el fonocardiograma correspondiente, con independencia de que, una vez grabada la cinta, puedan conseguirse todas estas posibilidades; pero ya sin la presencia física del enfermo.

La fuente de energía está constituida por pilas recambiables, por lo que el aparato no precisa ser conectado a la red general y puede ser utilizado en cualquier lugar.

Hemos diseñado dos modelos diferentes de nuestro fonendoscopio Electrónico.

El primero de ellos, cuya descripción hemos seguido en los párrafos anteriores, con altavoz incorporado y cuyos objetivos pueden ser resumidos en dos: *auscultación* directa a través de un altavoz y *grabación* de los sonidos en banda magnética, con todas sus consecuencias prácticas. Y el segundo, modelo aún más reducido, en que hemos suprimido la primera posibilidad que hoy puede efectuar con sus procedimientos tradicionales todo médico, para fijarnos especialmente en la segunda, o *grabación directa en cinta magnetofónica* de los sonidos de auscultación, en especial los tonos cardíacos, problema que hasta hoy no podía resolver la clase médica general. Por ello hemos prescindido en él del altavoz incorporado (siempre podría colocarse como supletorio), dejando únicamente como piloto o control de grabación el pequeño auricular ya citado. Así se han reducido las dimensiones exteriores de la caja del aparato a 160 x 110 x 50 milímetros, en que se incluye además del circuito y mandos del aparato en sí un espacio para guardar el microfono, el auricular y los cables de conexión, y un departamento que contiene la pila para su más sencillo recambio. Todo ello con un peso total que no supera los 300 gramos.

Aparte del resultado efectivo del registro sonoro, hemos exigido al aparato una fiel reproducción del fonocardiograma a partir de la cita magnetofónica grabada, al ser llevada la misma (repetimos: sin la presencia ya del paciente) a cualquier registrador de la consulta de un cardiólogo. De los ensayos efectuados con este pequeño aparato se han obtenido gráficas totalmente similares a las conseguidas directamente sobre el enfermo a través de complicados y costosos instrumentos priva-

tivos de centros importantes de la especialidad. Como muestra reproducimos más adelante los fonocardiogramas de un paciente con valvulopatía mitral operada, sobre los cuales se ha incluido el electrocardiograma. Las gráficas se han obtenido con micrófono en mesocardio. El fono 6 directamente sobre el enfermo, por medio de un NIHON KHODEN Cardiotax MC 2 bicanalar con inscriptor termosensible de onda modulada; y el fono 7 a partir de una cinta grabada por nuestro fonendoscopio. La calidad de los registros obtenidos a través de nuestro aparato, así comparados, no precisa comentario adicional alguno.

Las gráficas de respuesta que presenta la figura han sido obtenidas conectando en la entrada de micrófono del aparato un Generador de Baja Frecuencia de onda sinusoidal con un nivel constante de 0,2 milivoltios, similar al que posteriormente habrá de introducir el micrófono captador.

A la salida del preamplificador TAA 310 se ha medido, con un osciloscopio BWD 521/04 la señal amplificada, haciendo variar la frecuencia de entrada desde 20 a 16.000 ciclos por segundo, es decir, a lo largo de toda la gama de frecuencias audibles. Los valores relativos en decibelios que se expresan se han calculado con la aplicación de la fórmula indicada.

El estudio se ha repetido para cada una de las dos posiciones del selector de tono del aparato, habiendo sido obtenidas, de este modo, las gráficas correspondientes a la posición 1 (auscultación de sonidos del corazón, de menor frecuencia) y a la posición 2 (auscultación de sonidos del pulmón y soplos especiales, de mayor frecuencia).

Las lecturas pudieron ser efectuadas a la salida del preamplificador TAA 310 por haber sido comprobada previamente la linealidad de la respuesta del amplificador TAA 300.

Para obtener las dos gráficas de respuesta indicadas en la figura, adecuadas a una correcta utilización del instrumento a la reproducción de los sonidos de auscultación, ha sido necesario un estudio minucioso de las frecuencias de estos sonidos.

Para ello se ha recopilado una larga serie de datos a base de grabaciones sucesivas en cámaras insonorizadas, mediciones y fotografías sobre pantalla de osciloscopios (TEKTRONIX, PHILIPS, COSSOR y BWD), registradores gráficos (NIHON KHODEN), filtros selectivos de frecuencia pasa-banda y analizadores de onda (BRUEL & KJAER).

Se ha llegado así a la determinación de las gráficas de la figura. A partir de este cuadro se han estudiado las series de filtros que eliminan todas las frecuencias extrañas a estos sonidos (es decir, frecuencias superiores a 450 c/seg) y permiten el libre paso a las frecuencias críticas de los sonidos de auscultación.

La banda pasante de estos filtros, de 20 c/seg (límite inferior de frecuencia audible), a 450 c/seg, ha sido dividida en dos zonas, correspondientes a cada una de las posiciones del selector de tono: la primera, de 20 a 220 c/seg; y la segunda de 50 a 450 c/seg.

Se ha dispuesto que la primera posición del tono se ciña a los sonidos graves del corazón con el fin de eliminar el mayor número posible de frecuencias extrañas.

5.2 ESTUDIO DE FRECUENCIAS DE LOS SONIDOS DE AUSCULTACION

Base previa imprescindible para una correcta realización del instrumento pretendido ha sido la determinación, con la mayor exactitud posible, de las frecuencias correspondientes a los sonidos que se trata de reproducir y grabar.

Para ello era preciso conocer los márgenes de frecuencias entre los que fluctua cada uno de los tonos, estertores, soplos, y de de más sonidos auscultables.

Hemos realizado numerosas experiencias con diversos procedimientos, entre los que vamos a destacar los dos más efectivos.

En todas ellas se ha utilizado un Analizador de Baja Frecuencia BRUEL & KJAER, modelo 205, perteneciente al laboratorio de electrónica de la Escuela Superior de Ingenieros Industriales de Bilbao, en el cual fueron realizados gran parte de los ensayos electrónicos descritos en esta memoria.

Un analizador de sonidos consta, en esencia, de dos sistemas combinados de filtrado; uno de ellos permite el paso de todas las frecuencias inferiores a una determinada, y el otro permite el paso de las superiores a otra frecuencia dada.

Por combinación de ambos podemos conseguir una zona de paso, tan estrecha como sea necesaria; y actuando simultáneamente sobre ellos hacer que esa zona o banda vaya desplazándose, recorriendo el espectro audible en toda su extensión.

Hacemos llegar al analizador, por intermedio de un micrófono muy sensible, o directamente de la fuente en cuestión, el sonido que vamos a estudiar que, en principio, supondremos de intensidad constante, y comenzamos a recorrer el espectro, barriéndolo con nuestra estrecha banda en el sentido creciente de frecuencias. En el momento en que pasamos con ella por la frecuencia fundamental (primer armónico) del sonido que analizamos, una aguja de miliamperímetro nos acusa el paso, dándonos, a la vez, la amplitud o intensidad en decibelios en dicho primer armónico. Si continuamos barriendo el espectro, al llegar al segundo armónico del sonido vuelve a ocurrir lo mismo; pero ahora con una intensidad menor. Así podemos continuar hasta obtener los armónicos que la sensibilidad del conjunto nos permita precisar, que en teoría son todos y en la práctica se ven pronto limitados por causa de su amplitud demasiado reducida, o de su frecuencia que, en progresión aritmética, escapa pronto de los límites fisiológicos de audibilidad.

El problema se ha reducido simplemente, como veremos, a un análisis práctico en series de Fourier, de la función que representa el sonido analizado.

Para el caso concreto que nos ocupa fue necesario el diseño y construcción previa de un amplificador lineal de gran sensibi-

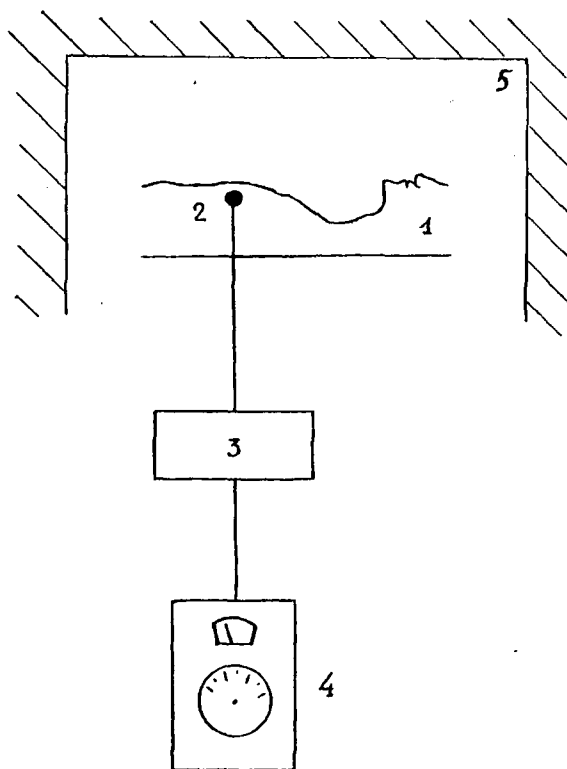
lidad, al que se adaptó un elemento captador. Con ello se pudo escuchar todo el conjunto de sonidos de auscultación en condiciones muy especiales: utilizando una cámara insonorizada para impedir la llegada al aparato de cualquier ruido extraño ya que, debido a la gran sensibilidad del amplificador, se hacían patentes todos los ruidos ambientales enmascarando los sonidos verdaderamente útiles. En estas condiciones, fácilmente se comprende que este amplificador que podría tomarse como definitivo no era utilizable como instrumento auscultador más que en las rigurosas circunstancias de un laboratorio especializado. Se trataba, sin embargo, de conseguir un aparato que pudiera prescindir de toda la banda de frecuencias inútiles, conservando únicamente aquellas zonas del espectro entre las que se sitúan la mayor parte de los sonidos de auscultación.

Con este amplificador previo, que no reproducimos en esta memoria por la inutilidad práctica antedicha, se comenzó el estudio de análisis de las frecuencias de los sonidos de auscultación.

Dos procedimientos fueron utilizados:

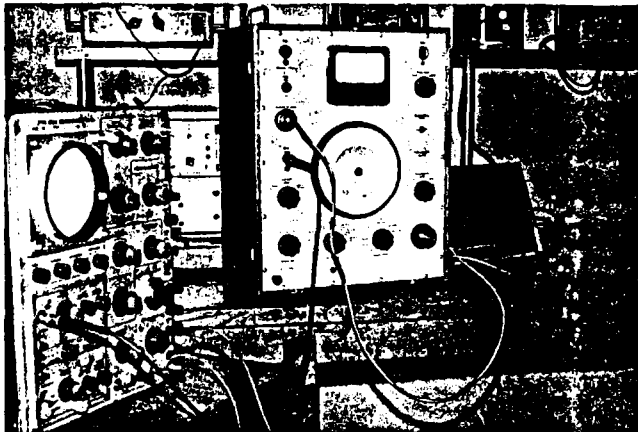
- A - Análisis directo en cámara insonorizada
- B - Análisis indirecto, a través de una grabación intermedia en cámara

En el primer procedimiento, A, fue necesaria la presencia continua de una serie de individuos en la cámara durante el tiempo que duraron las experiencias. Como cámara insonorizada se uti-



- 1.- Enfermo
- 2.- Elemento captador
- 3.- Amplificador auxiliar
- 4.- Analizador de ondas de baja frecuencia.
- 5.- Cámara insonorizada.

110



///

lizó una sala de audición experimental electroacústica. Se aplicó a cada individuo el elemento captador y, a través del amplificador lineal, se llevó este sonido al analizador anteriormente descrito. De esta forma se fueron determinando los márgenes de las frecuencias habituales para cada tipo de sonido auscultado.

Con esta primera aproximación se formó una idea clara de los límites de frecuencias que deberían conservarse para que, eliminando todos los ruidos accesorios, tuviéramos la seguridad de que los sonidos importantes no desaparecerían.

Posteriormente, modificamos el primitivo amplificador lineal, reduciendo su banda a los límites así hallados. De este modo nos fue posible salir de las cámaras insonorizadas, ya que los ruidos ambientales tenían mucha menor influencia, por haber eliminado prácticamente todas las frecuencias superiores a 400 c/seg, e inferiores a 30 c/seg.

Con este nuevo amplificador se iniciaron las experiencias del análisis indirecto (procedimiento B).

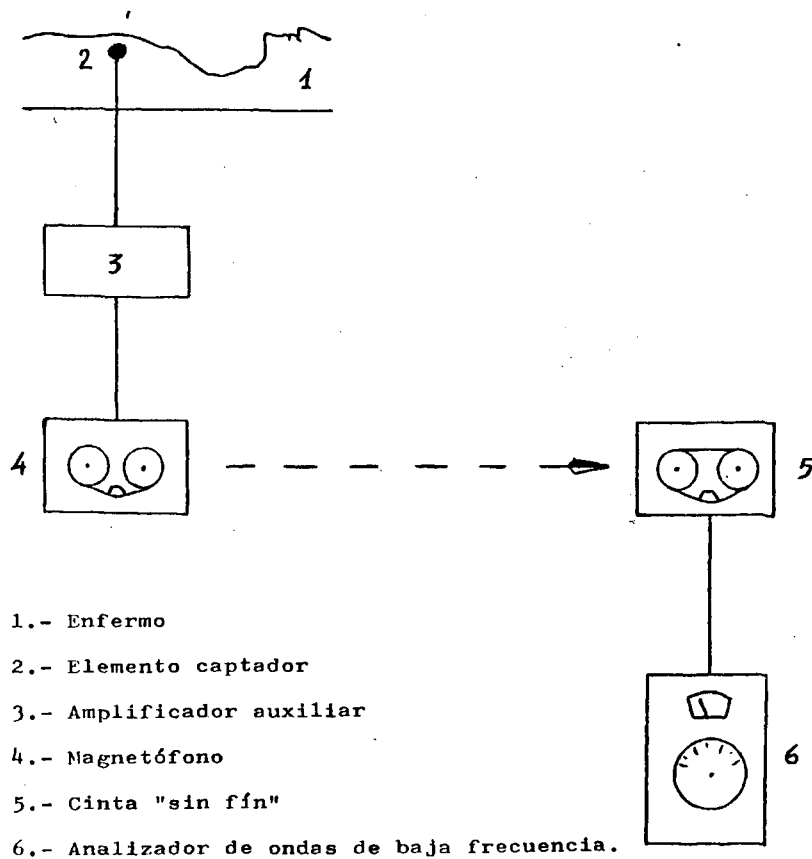
En primer lugar se preparó una serie de grabaciones en cinta magnética, utilizando el elemento captador habitual y el amplificador de banda reducida. La salida de éste se conectó a la entrada del magnetófono.

Estas cintas grabadas fueron cortadas, aislando en cada tramo un momento determinado de auscultación que a continuación de ser analizado.



ANALISIS INDIRECTO DE FRECUENCIAS

112



Estos trozos fueron reproducidos, para su paso a la entrada del analizador, por el sistema de cinta continua o "cinta sin fin", es decir, empalmando el final con el principio del trozo conservado. Se consiguió así una repetición periódica, de rápida cadencia, con lo que el análisis de tal momento determinado se pudo hacer de una forma sencilla y sistemática, según indicamos en la descripción del analizador.

Con este procedimiento fue posible el análisis de una gran diversidad de sonidos auscultados y cuyo resumen en márgenes-límites de frecuencias recoge, en escala logarítmica, la tabla de la figura.

Por no disponer de la totalidad de material patológico sonoro, para completar la tabla citada fue necesaria la interpolación comparativa de alguna de las variantes descritas, basándonos para ello en proximidades y semejanzas acústicas.

Como resumen de este estudio se puede ver la acumulación de sonidos de auscultación entre los márgenes de 80 a 250 c/seg, escapando sensiblemente de estos límites, las frecuencias graves de los tonos cardíacos por debajo, y las agudas de los soplos de corazón y sibilancias pulmonares por encima.

En general, y de acuerdo con las ecuaciones de D'Alembert para masas vibrantes, los valores de frecuencias más elevadas para cada sonido concreto correspondieron a auscultación infantil, así como las frecuencias más bajas para cada sonido de la serie presentada correspondieron a la auscultación de adultos,

ESTUDIO DE FRECUENC

0

114

CORAZON

Primer tono.....

Segundo tono.....

Soplos patológicos.....

Roces pericardítics y
pleuropericardítics...

Latido fetal.....

PULMON

Murmullo vesicular: Insp..

Esp...

Estertores secos

Roncus.....

Sibilancias.....

Estertores húmedos conson.

Finas burbujas.....

Medias y gruesas.....

Estert. húm. subcrepitantes

Finas burbujas.....

Medias y gruesas.....

Estert. húm. crepitantes..

Soplo espiratorio.....

Respiración soplante.....

Soplo cavernoso.....

Soplo anfórico.....

Soplo tubárico.....

Soplo pleural,.....

Frémits.....

Resonancia vocal.....

Broncofonía.....

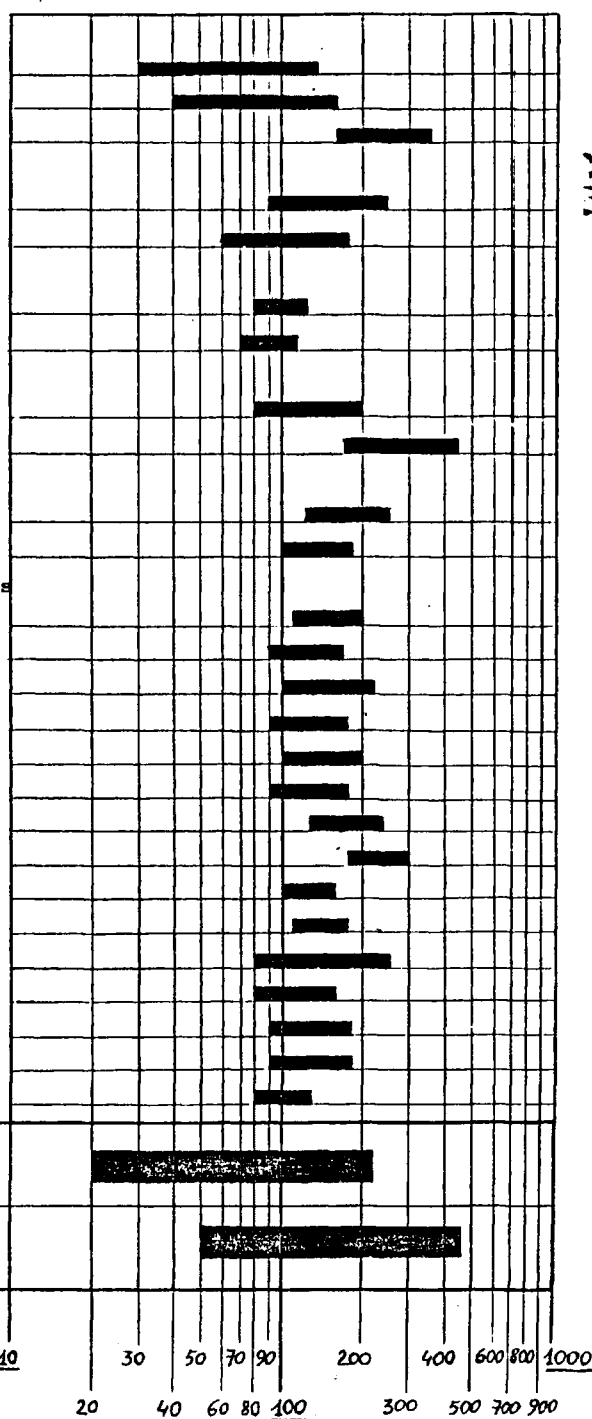
Pectoriloquia.....

Egofonía.....

Gorgoteo.....

SELECTOR POSICION I

SELECTOR POSICION II



Escala logarítmica.

C/c

en relación con el tamaño y dimensiones de las vísceras cardíaca y pulmonar respectivas.

Los esquemas que siguen recogen los dos procedimientos A y B seguidos para el análisis directo e indirecto de las frecuencias de los sonidos de auscultación incluyendo, además, información fotográfica de la experimentación.

5.3 DISEÑO ELECTRONICO DEL APARATO

Reproducimos a continuación el esquema general definitivo del instrumento.

En él figuran los circuitos integrados TAA 310 y TAA 300 correspondientes a las secciones de preamplificación y amplificación respectivamente, cuyas características y esquemas completos figuran en las páginas siguientes.

ESQUEMA GENERAL.



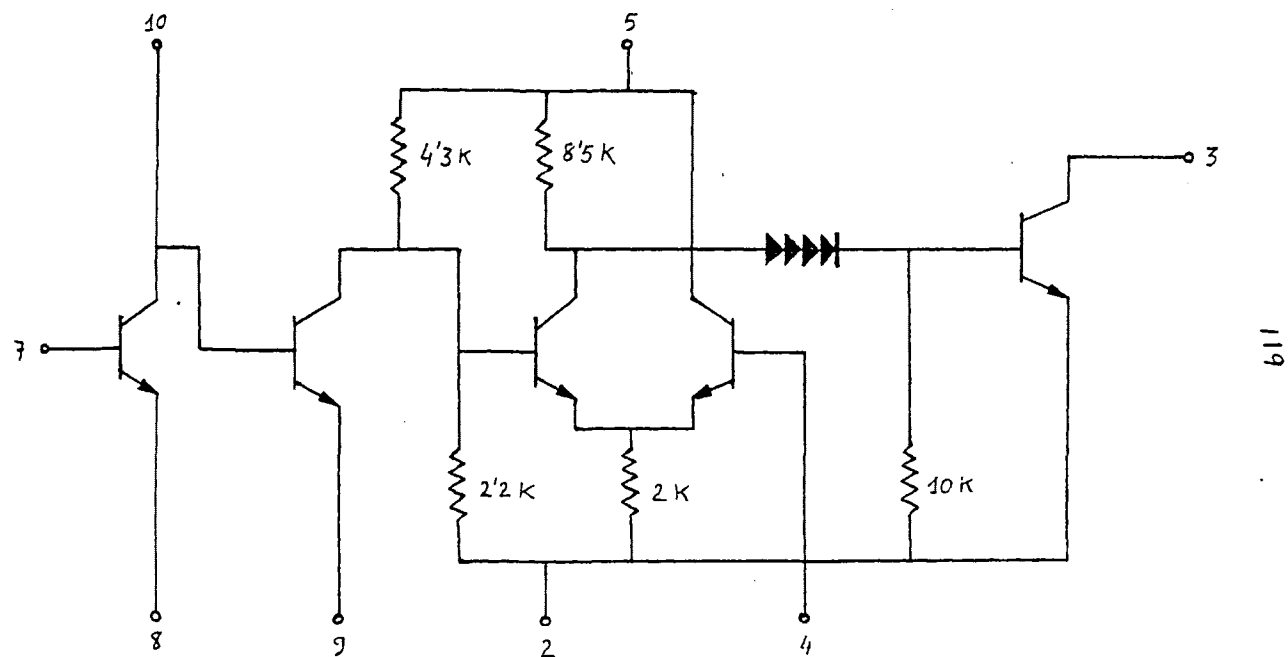
CARACTERÍSTICAS DEL CIRCUITO INTEGRADO TAA 310

Amplificador de audiofrecuencia en circuito integrado monolítico diseñado para su utilización como preamplificador de elevada ganancia, con un factor de ruido muy pequeño (≤ 4 dB) y una ganancia de tensión de, como mínimo, 90 dB. Puesto que esta elevada ganancia puede lograrse con una baja impedancia de carga (1 K Ω) y la impedancia de entrada es elevada, resulta especialmente adecuado como amplificador para registro y lectura en magnetófonos.

| | |
|-------------------------|--------------------------|
| Tensión de alimentación | V_B nom. +7 V |
| Ganancia de tensión | C_V típ. 100 dB |
| Factor de ruido | $F \leq 4$ dB |
| Impedancia de entrada | Z_i típ. 20 K Ω |
| Cápsula | TO-74 (altura reducida). |

ESQUEMA DEL CIRCUITO INTEGRADO MINIWATT TAA 310

(Circuito equivalente)



111

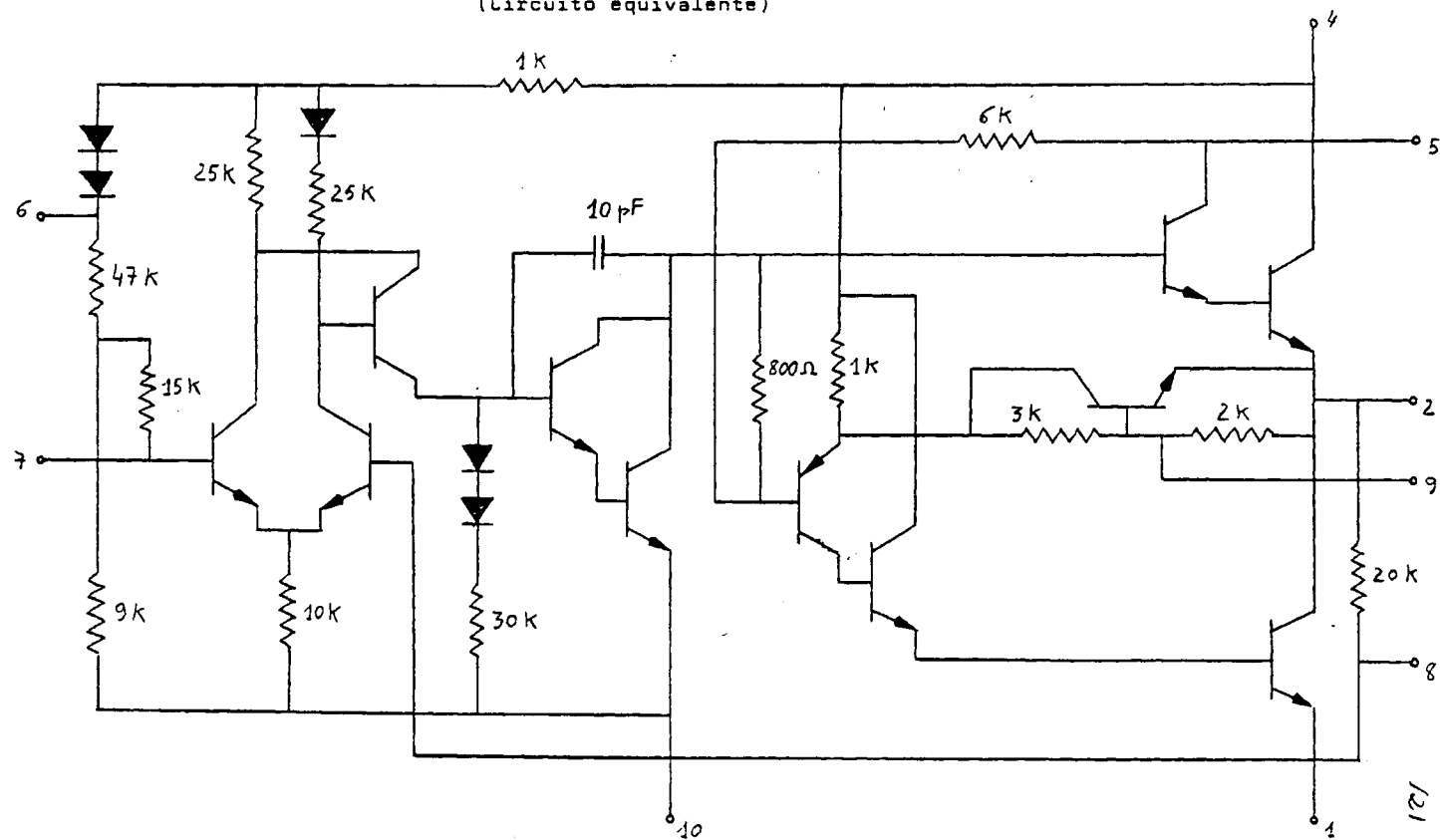
CARACTERISTICAS DEL CIRCUITO INTEGRADO TAA 300

Amplificador de salida de audio en circuito integrado monolítico formado por amplificador de audiofrecuencia completo. Incorpora medidas especiales para evitar distorsión cruzada dentro de un margen excepcionalmente grande de la tensión de alimentación (4,5 V a 10 V) y puede entregar una salida de 1 W a una carga de 8 Ω . Esto, en combinación con su bajo consumo de corriente, hace que sea muy adecuado para equipos alimentados por medio de pilas.

| | | | |
|-----------------------------------|------------|------|---------------|
| Tensión de alimentación | V_B | nom. | 9 V |
| Potencia de salida | P_O | típ. | 1 W |
| Señal de entrada para $P_O=0,7$ W | V_i | típ. | 7 mV |
| Impedancia de entrada | R_i | típ. | 15 K Ω |
| Impedancia de carga | R_L | | 8 Ω |
| Corriente total (sin señal) | $I_{tot.}$ | típ. | 8 mA |
| Cápsula | A | | 10 (70-74) |

ESQUEMA DEL CIRCUITO INTEGRADO MINIWATT TAA 300

(Circuito equivalente)

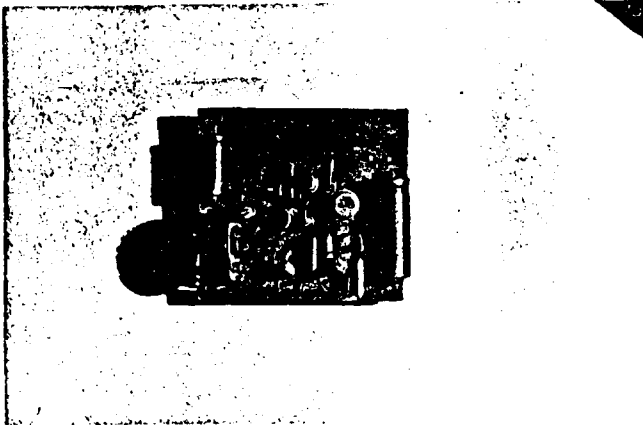


1/21

122



MAY 12



MAY 12

5.4 ELEMENTO CAPTADOR DE LAS SEÑALES DE AUSCULTACION

El micrófono que debe captar tan débiles señales ha sido objeto de un estudio minucioso y de múltiples ensayos reiterados con diferentes posibles soluciones.

Los problemas principales para su diseño se han centrado en la selección de materiales constructivos, de aislamiento y de la cápsula microfónica, así como en el dimensionado óptimo de la cámara de aire necesaria entre la piel del paciente y la membrana sensible en el momento de la auscultación.

La solución adoptada se esquematiza en la figura.

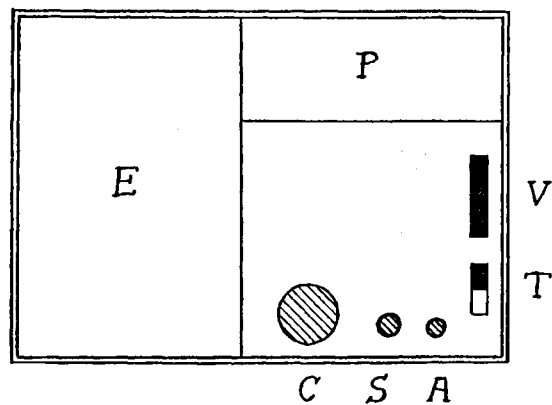
El elemento captador se ha construido con carcasa exterior de acero inoxidable embutido con tapa posterior de acero inoxidable torneada. En su parte anterior, tras la cámara de aire, se ha colocado una rejilla también de acero inoxidable. La cápsula microfónica Ronette MC-60, colocada en su interior, queda convenientemente aislada de la carcasa y del exterior por medio de un relleno de goma porosa, cuyas proporciones se advierten en la figura.

Un cable de conexión blindado lleva las señales captadas al conector de entrada del aparato.

125

En el diseño de este elemento captador se han conservado las dimensiones habituales de las correspondientes a los fonendoscopios tradicionales.

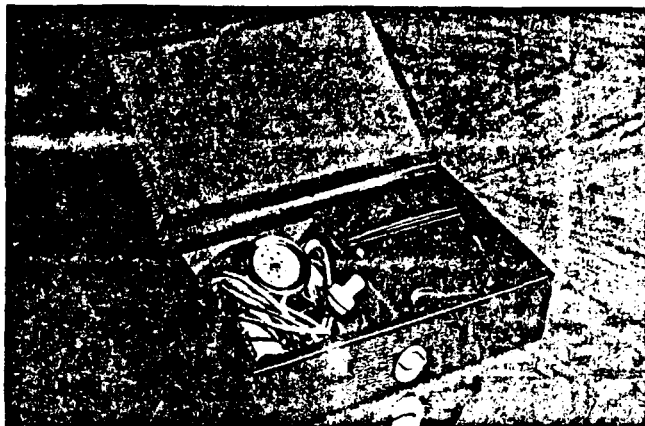
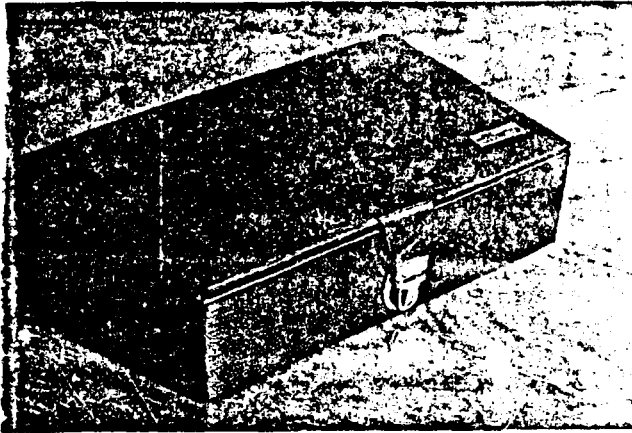
5.5 DESCRIPCION EXTERNA DEL INSTRUMENTO. 126



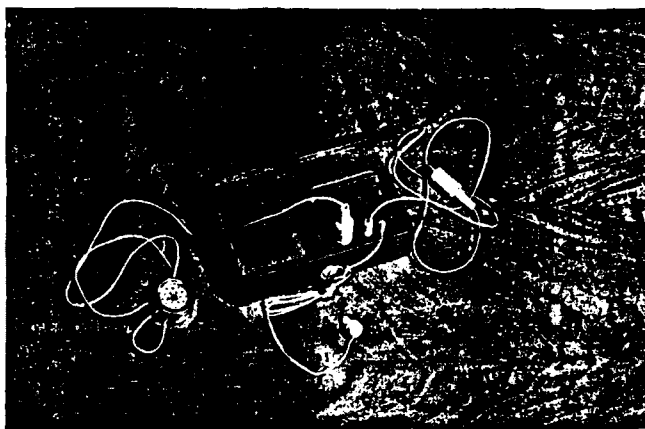
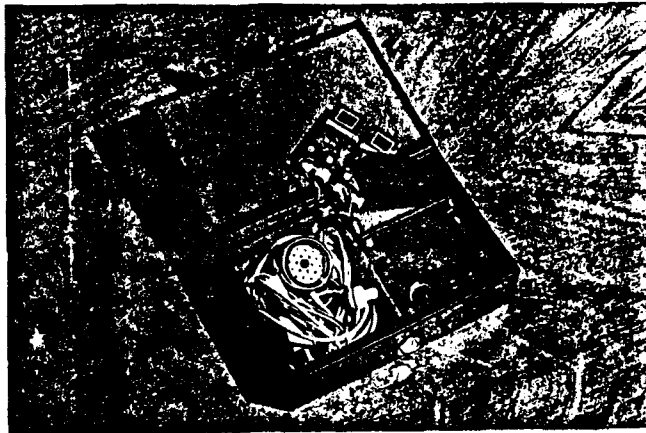
- C.- Entrada de señal. Conexión del elemento captador o micrófono.
- S.- Salida de señal. Conexión del magnetófono, osciloscopio, registrador gráfico o amplificador.
- A.- Conexión del auricular y del altavoz a distancia.
- V.- Mando de volumen.
- T.- Selector de tono. Posición superior: auscultación cardíaca. Posición inferior: auscultación pulmonar y de soplos especiales.
- P.- Departamento para las pilas.
- E.- Espacio para guardar elementos auxiliares: micrófono, auricular y cables de conexión.

127

127



128



5.6 ANALISIS DE APLICACIONES

Se describen a continuación las principales aplicaciones prácticas del Fonendoscopio Electrónico diseñado de acuerdo con la descripción en esta Memoria:

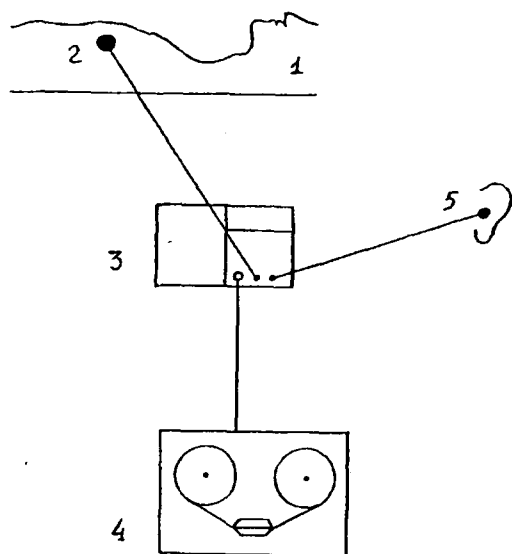
- 1) Grabación directa en cinta magnética.
- 2) Obtención del fonocardiograma sobre osciloscopio.
- 3) Escucha a través del amplificador suplementario.
- 4) Registro gráfico del fonocardiograma.
- 5) Función monitor.
- 6) Envío de la información registrada por correo, teléfono o radio, a un centro de análisis.

En todos los casos se hace una descripción somera de la aplicación, presentando a continuación los esquemas y la información fotográfica correspondientes.

GRABACION DIRECTA EN CINTA MAGNETICA

Para grabar directamente sobre cinta magnética los sonidos de auscultación se procede de la siguiente manera:

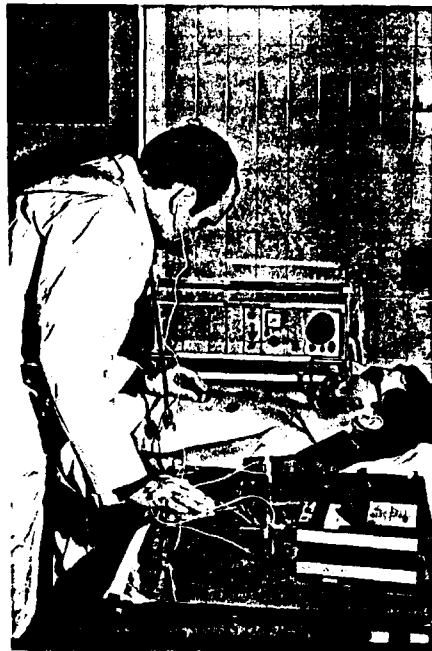
- 1.- Conectar la salida (S) del Fonendoscopio Electrónico a la entrada de "Micro" de cualquier magnetófono, preferible del tipo "cassette".
- 2.- Seleccionar el tono correspondiente a la auscultación adecuada (pulmón o corazón) (T).
- 3.- Aplicar el elemento captador conectado en (C) sobre el punto deseado del enfermo.
- 4.- Regular el volumen (V) para conseguir el nivel de grabación conveniente. Deberá ser tal que el indicador del magnetófono alcance el máximo nivel.
- 5.- Controlar, por medio del auricular conectado en (A) la marcha de la grabación.
- 6.- Comprobar en el magnetófono que la grabación ha sido correcta, por repetición del paso de la cinta.



- 1.- Enfermo
- 2.- Elemento captador
- 3.- FONENDOSCOPIO ELECTRONICO
- 4.- Magnetófono
- 5.- Auricular

132

132



OBTENCION DEL FONOCARDIOGRAMA SOBRE OSCILOSCOPIO

Para la obtención del fonocardiograma sobre la pantalla de un osciloscopio caben dos posibilidades:

- A.- Obtención directa, a partir del propio enfermo.
- B.- Obtención indirecta, a partir de una cinta grabada como fue indicado en el apartado anterior.

OBTENCION DIRECTA :

Método propio de laboratorio de cardiología, o consulta de médico especialista. Como un osciloscopio no es fácilmente transportable a la cabecera de un enfermo, este procedimiento requiere la presencia de él en el laboratorio o consulta especializada.

Para la mejor observación, se deberá utilizar un osciloscopio cuya pantalla posea una fluorescencia P-7, es decir, de gran persistencia de imagen, con objeto de ver y medir sin dificultad las gráficas conseguidas.

Colocados el fonendoscopio electrónico y el osciloscopio junto al enfermo, se conectará el elemento captador en (C) y se llevará la salida (S) a la entrada del os-

ciloscopio. La señal obtenida en (S) es del orden de 100 mV, con lo que se elegirá en el osciloscopio la escala vertical adecuada. Para fijar sobre la pantalla al menos dos pulsaciones completas del enfermo, debe elegirse una velocidad de barrido en el aparato de 2 a 5'cms/seg. Para aumentar el número de pulsaciones a ver en un barrido, se deberá disminuir la velocidad del mismo y viceversa.

Para que el barrido horizontal comience siempre con un primer tono del corazón, deberá ajustarse el sincronismo en la posición "interno +" del osciloscopio. De esta forma conseguiremos la mejor superposición de imágenes, facilitando así las operaciones de observación y medida sobre el oscilograma.

OBTENCION DEL FONOCARDIOGRAMA A PARTIR DE UNA CINTA PREVIAMENTE GRABADA CON EL FONENDOSCOPIO ELECTRONICO :

Es el procedimiento más útil, ya que permite la observación del fonocardiograma sin la presencia del enfermo. Bastará con que el médico grabe la cinta magnética en la cabecera del mismo, tal como se indicó en el apartado correspondiente, y después la observe en su laboratorio o, en su defecto, la envíe por cualquier procedimiento (incluso por correo, dado el reducido tamaño de las cassettes) al cardiólogo o especialista.

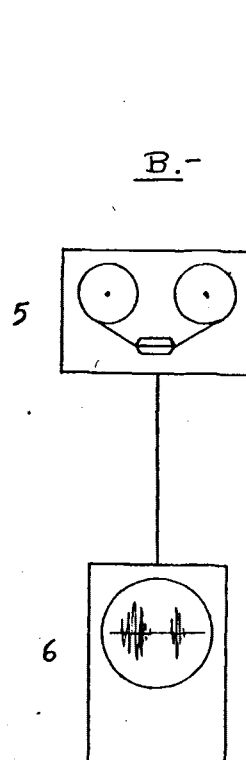
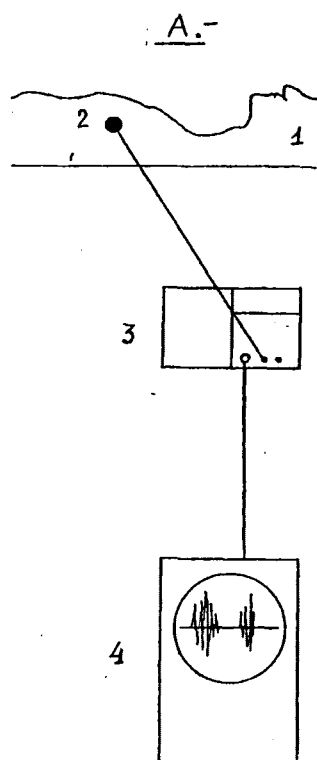
El osciloscopio deberá ajustarse con las mismas características indicadas en el caso anterior.

Otra ventaja fundamental de este procedimiento es que podemos repetir una determinada parte de la grabación cuantas veces sea necesario, para el perfecto estudio de la misma o comparación con grabaciones anteriores.

En cualquiera de las dos variantes indicadas (A y B), la aplicación de una cámara fotográfica a la pantalla del osciloscopio, permitirá disponer de un documento fonocardiográfico que puede sustituir al registro habitual del fonocardiograma, cuya obtención se verá más adelante, en el apartado correspondiente.

OBTENCION DEL FONOCARDIOGRAMA SOBRE OSCILOSCOPIO.

136



A.- OBTENCION DIRECTA

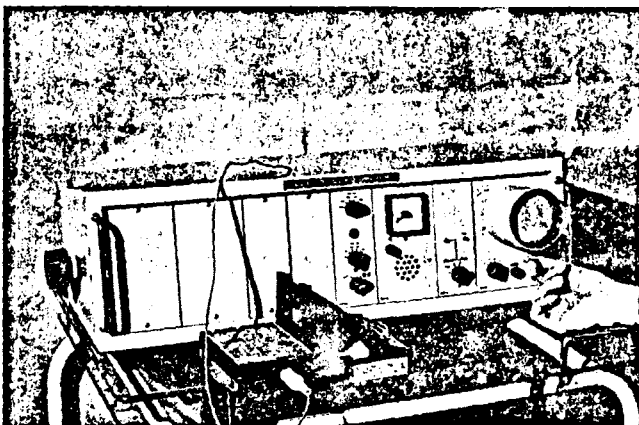
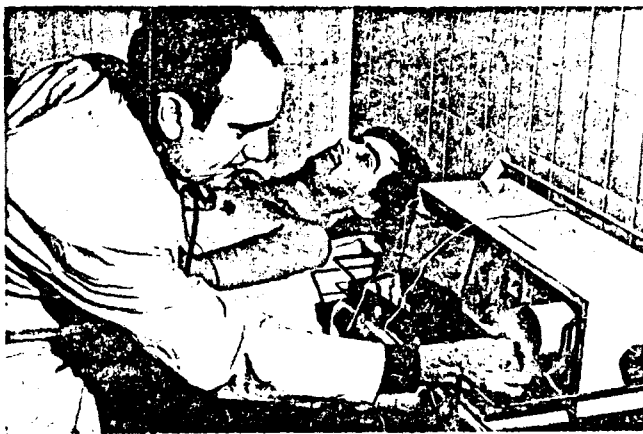
- 1.- Enfermo
- 2.- Elemento captador
- 3.- FONENDOSCOPIO ELECTRONICO
- 4.- Osciloscopio

B.- A PARTIR DE CINTA GRABADA SEGUN FIG. 8

- 5.- Magnetófono
- 6.- Osciloscopio

4000
1000
500
200

137



ESCUCHA A TRAVES DEL AMPLIFICADOR SUPLEMENTARIO

Para la escucha de los sonidos de auscultación a través de un altavoz, describimos dos posibilidades:

- A.- Procedimiento directo, con la presencia del propio enfermo.
- B.- Procedimiento indirecto, en casa del médico, a partir del registro magnético.

OBTENCION DIRECTA :

Con especial utilidad en Centros de Enseñanza, pues permite la escucha "de viva voz" simultánea para un grupo de personas ante un enfermo. Para ello procedemos de la siguiente manera:

- 1.- Conectar la salida (S) del Fonendoscopio Electrónico a la entrada de señal de un amplificador cualquiera.
- 2.- La salida de éste a un altavoz.
- 3.- Aplicar el elemento captador conectado en C en el punto deseado del enfermo.
- 4.- Seleccionar el tono (T) correspondiente a la auscultación adecuada (pulmón o corazón)
- 5.- Regular el volumen (V) para conseguir el nivel de audición conveniente.

En esta utilización disponemos de dos posibilidades de regulación de volumen: la indicada, y la propia del amplificador auxiliar.

6.- Será conveniente colocar el altavoz algo separado y de espaldas al micrófono captador, para evitar realimentaciones debidas a la alta sensibilidad del aparato.

OBTENCION INDIRECTA :

Disponemos de una cinta grabada tal como se indicó en su apartado correspondiente. Por consiguiente, no se requiere la presencia física del enfermo.

1.- Conectar la salida del magnetófono a la entrada de un amplificador auxiliar.

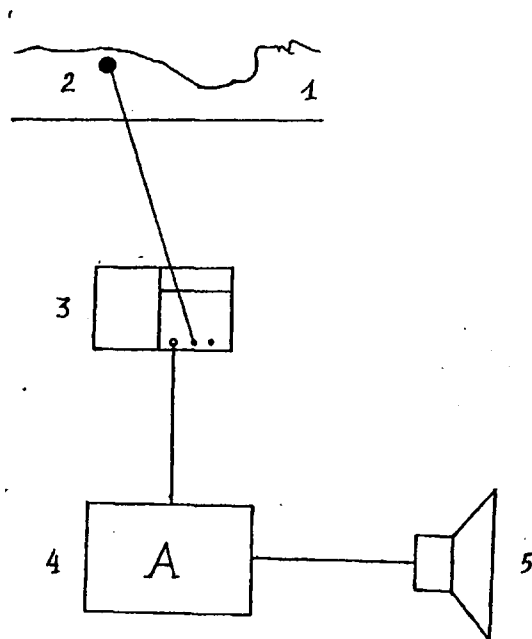
2.- Conectar un altavoz, preferiblemente de gran diámetro, a la salida de este amplificador.

Naturalmente, la escucha se puede hacer de un modo directo a través del propio altavoz del magnetófono; pero para una mejor audición de los sonidos (en especial de los graves), es conveniente la disposición que se indica, dado que los pequeños altavoces de los magnetófonos habituales pueden resultar insuficientes.

ESCUCHA A TRAVES DEL AMPLIFICADOR
SUPLEMENTARIO.

A - Procedimiento directo
en casa del enfermo.

Fig. 1



- 1 - Enfermo
- 2 - Elemento captador
- 3 - OSCILÓSCOPIO ELECTRONICO
- 4 - Amplificador
- 5 - Altavoz

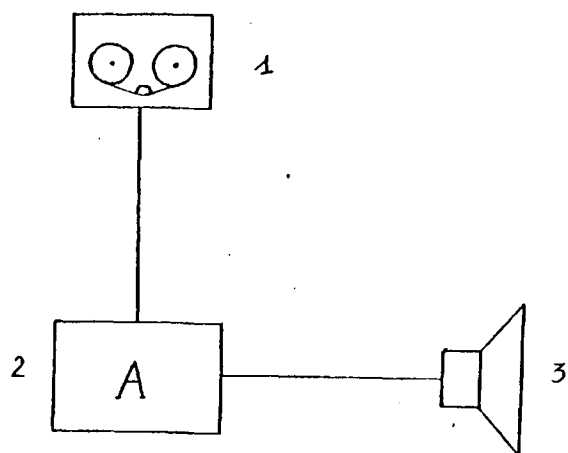
141

ESCUCHA A TRAVES DE AMPLIFICADOR
SUPLEMENTARIO.

B - Procedimiento indirecto

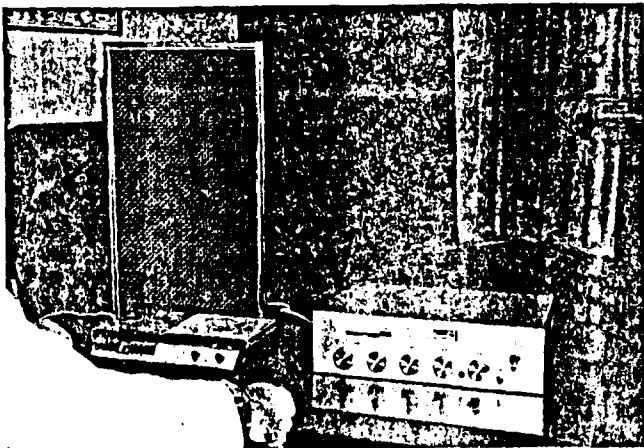
en casa del médico, a partir del
registro magnético.

RECIBO



- 1 - Magnetófono
- 2 - Amplificador
- 3 - Altavoz

142



REGISTRO GRAFICO DEL FONOCARDIOGRAMA

Para la obtención del fonocardiograma con nuestro aparato, describimos dos posibilidades:

A.- Procedimiento directo, con la presencia del propio enfermo.

B.- Procedimiento indirecto, en casa del médico o en el laboratorio del especialista, a partir del registro en cinta magnética.

OBTENCION DIRECTA:

Procedimiento adecuado en la consulta del médico, que permite obtener de forma amplificada y sencilla el fonocardiograma, si se dispone de un aparato registrador cualquiera.

1.- Conectar la salida (S) del Fonendoscopio Electrónico a la entrada de señal del registrador gráfico.

2.- Aplicar el elemento captador conectado en C sobre el enfermo.

3.- Regular la sensibilidad del registrador para obtener un tamaño conveniente del trazado, dependiendo del volumen elegido en el aparato.

OBTENCION INDIRECTA :

144

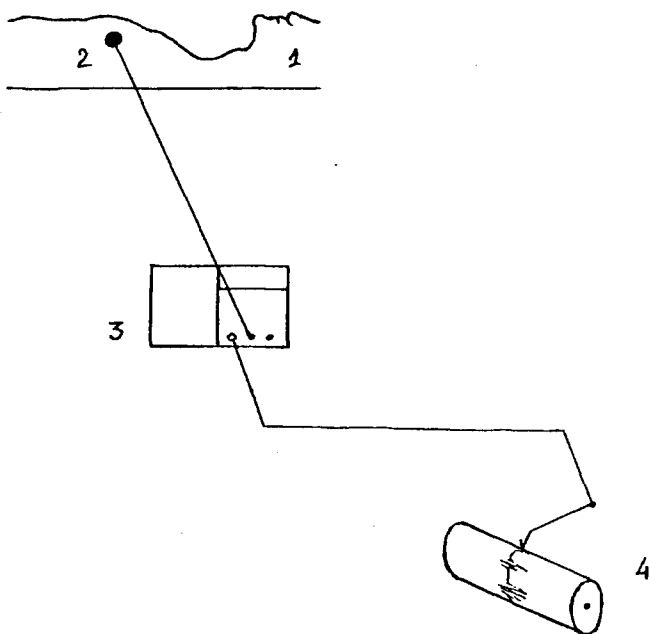
A partir de una cinta grabada. Procedimiento propio para el análisis "a posteriori", sin la presencia del enfermo; comparación de diferentes momentos cronológicos; o después del envío de la cinta a la consulta de un especialista, que puede hacerse incluso por correo o por radio, como más adelante se explicará.

- 1.- Conectar la salida del magnetófono a la entrada de señal del registrador.
- 2.- Regular la sensibilidad del registrador, para obtener un tamaño conveniente del trazado.

145

OBTENCION DEL FONOCARDIOGRAMA

A - Procedimiento directo



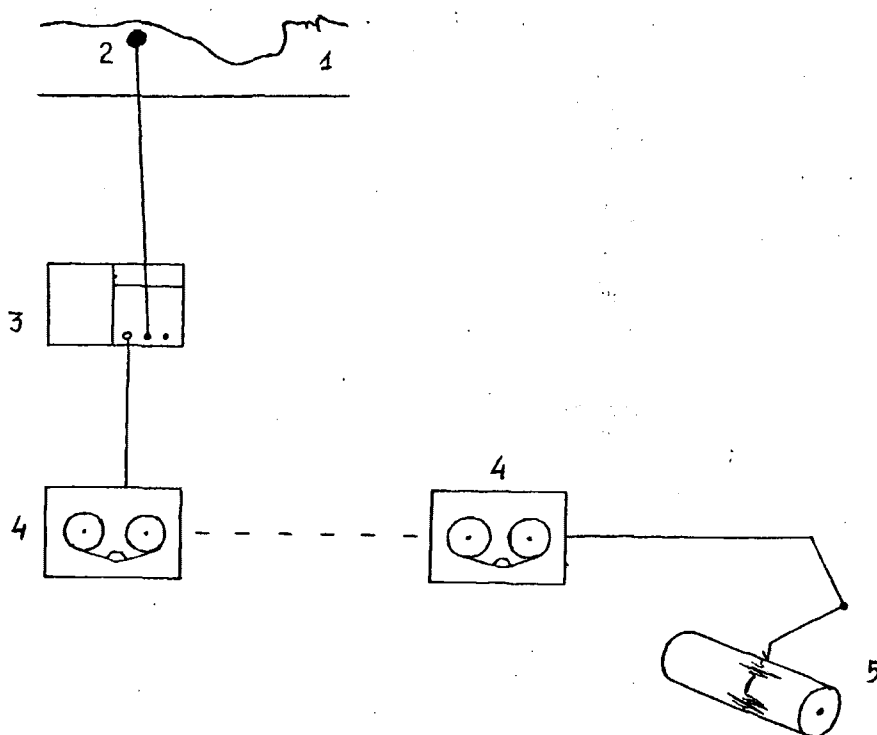
- 1 - Enfermo
- 2 - Elemento captador
- 3 - OSCILÓSCOPIO ELECTRONICO
- 4 - Registrador gráfico.

OBTENCION DEL FONOCARDIOGRAMA

146

A - Procedimiento indirecto

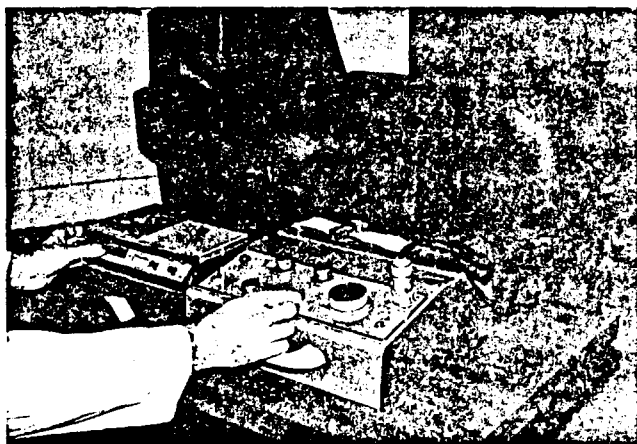
A través de una grabación magnética



- 1 - Enfermo
- 2 - Elemento captador
- 3 - FONENDOSCOPIO ELECTRONICO
- 4 - Magnetófono
- 5 - Registrador gráfico.

147

147



FUNCION MONITOR

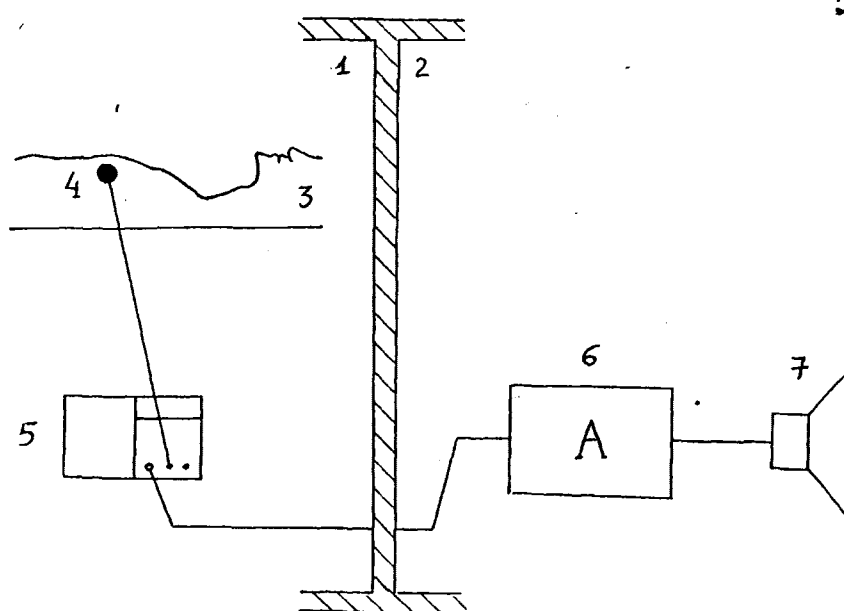
Utilización adecuada en clínicas donde existen varios enfermos bajo control. Permite a un auxiliar controlar desde su despacho simultáneamente a varios enfermos, con el simple accionamiento de un conmutador que selecciona las diversas camas.

Para ello se necesita un Fonendoscopio Eletrónico por cada enfermo, un conmutador de tantas posiciones como pacientes, un único amplificador auxiliar y un altavoz, preferentemente de gran tamaño.

- 1.- Colocar el elemento captador conectado en C fijo sobre la piel del enfermo por medio de unas tiras de esparadrapo.
- 2.- Conectar las salidas (S) de los distintos Fonendoscopios Electrónicos al conmutador.
- 3.- Llevar el común del conmutador a la entrada de señal del amplificador auxiliar.
- 4.- Conectar la salida del amplificador al altavoz.

5.- Con una posición adecuada del volumen del amplificador, graduar independientemente cada uno de los volúmenes (V) de los distintos Fonendoscopios Electrónicos, para obtener unos niveles de sonoridad similares en el altavoz.

6.- Seleccionar sucesivamente cada una de las posiciones del conmutador para controlar uno por uno a cada uno de los enfermos.



- 1 - Cámara del enfermo
- 2 - Cámara del vigilante
- 3 - Enfermo
- 4 - Elemento captador
- 5 - FONENDOSCOPIO ELECTRONICO
- 6 - Amplificador
- 7 - Altavoz

151

151

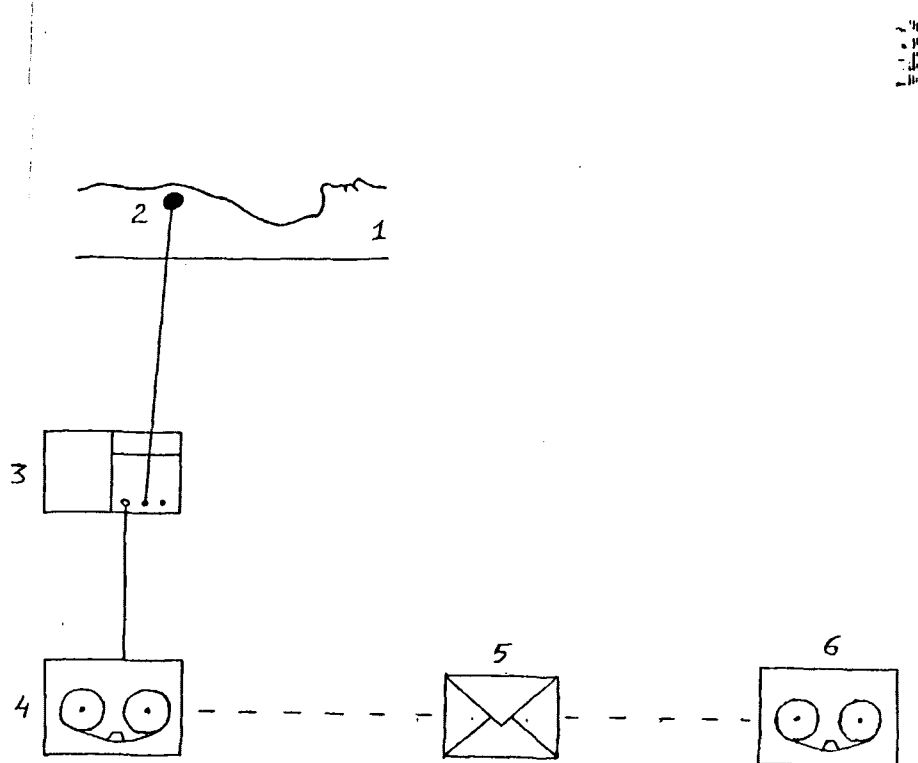


ENVIO DE CINTAS GRABADAS POR CORREO, TELEFONO O RADIO.

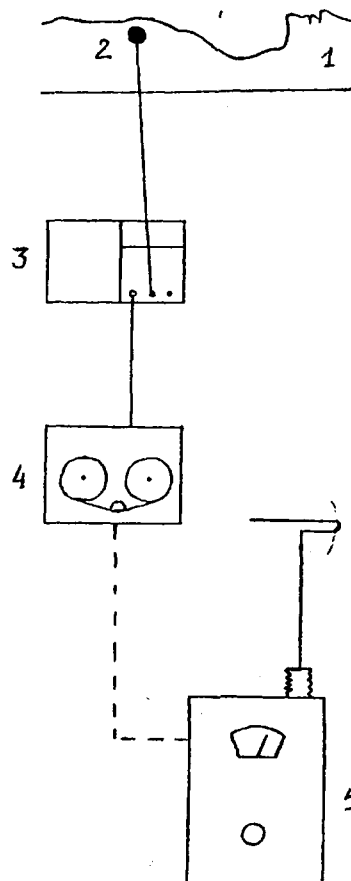
Partiendo de una cinta magnética, grabada por el médico general por el procedimiento que se indicó, es posible el envío de la misma por cualquiera de los medios de comunicación citados.

Es especialmente sencillo el envío por correo, dado el pequeño tamaño de las cassettes.

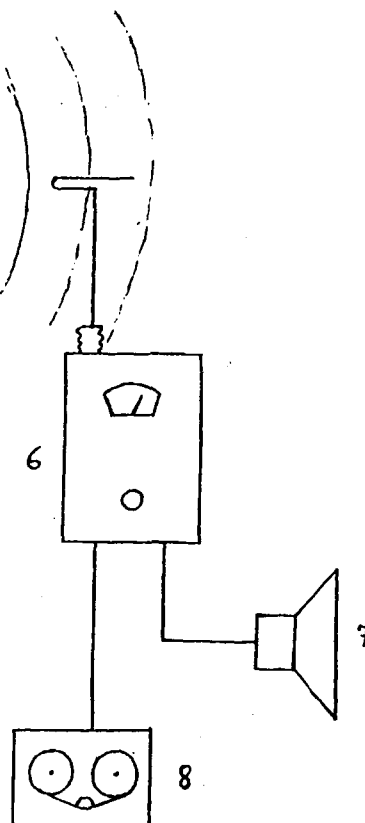
Con esto se consigue que un especialista lejano pueda obtener el fonocardiograma del enfermo sin necesidad del desplazamiento físico del paciente a su consulta.



- 1 - Enfermo
- 2 - Elemento captador
- 3 - FONENDOSCOPIO ELECTRONICO
- 4 - Magnetófono
- 5 - Envío de la cassette por correo
- 6 - Magnetófono en casa del especialista.



- 1 - Enfermo
- 2 - Elemento captador
- 3 - FONENDOSCOPIO ELECTRONIC
- 4 - Magnetófono
- 5 - Emisor
- 6 - Receptor
- 7 - Altavoz
- 8 - Magnetófono receptor



5.7 REGISTROS GRAFICOS OBTENIDOS A PARTIR DEL INSTRUMENTO

Se describen a continuación una serie de estudios gráficos obtenidos con nuestro Registrador Magnético de sonidos de auscultación. En ellos se ha utilizado el aparato directamente, es decir, con la presencia física del paciente, bien entendido que los mismos resultados fonocardiográficos se podrían haber conseguido a partir de las cintas grabadas con el instrumento. Hemos querido, sin embargo, tomar estos ejemplos en la forma realizada con el fin de poder superponer a los fonocardiogramas los electrocardiogramas correlativos.

Las gráficas obtenidas, en las que se han inscrito simultáneamente ambos trazados, lo han sido en dos pacientes: Uno para registro de fenómenos soplantes y, otro, para ruidos fundamentales.

El aparato inscriptor utilizado ha sido un NIHON KHODEN Cardiotax MC 2, bicanalar, con inscriptor termosensible de onda modulada.

En cada uno de los pacientes se ha practicado un fonocardiograma utilizando, primeramente, el sistema de registro fono-

cardiográfico propio del aparato NIHON KHODEN con su micrófono captador, sistema de filtraje, etc.; y en segundo lugar con nuestro Fonendoscopio Electrónico conectado al inscriptor NIHON KHODEN. Con esta última conexión se han efectuado tomas colocando el filtro del inscriptor en baja frecuencia y en frecuencia estetoscópica y obteniendo las gráficas con el selector de tono del Fonendoscopio Electrónico en baja y alta frecuencia.

En todos los casos se ha colocado el micrófono captador en el mismo punto de la pared torácica.

Como más arriba indicamos, estos mismos ensayos se han realizado grabando previamente los sonidos del corazón en una cinta cassette con el Fonendoscopio Electrónico y, reproducida esta grabación a través del registrador gráfico NIHON KHODEN, se han obtenido curvas completamente similares.

157

A - PACIENTE CON VALVULOPATIA AORTICA

Trazado superior: ECG, derivación V 5.

Primera parte de las gráficas: velocidad del papel:

25 mm/seg

Segunda parte de las gráficas: velocidad del papel:

50 mm/seg

GRAFICAS 1 y 2 - Sin utilizar el Fonendoscopio Electrónico. Se ha utilizado el NIHON KHODEN.

GRAFICA 1 - Con inscriptor NIHON KHODEN, fono en frecuencia baja, en foco aórtico 1.

GRAFICA 2 - Id. con filtro en frecuencia estetoscópica (logarítmica).

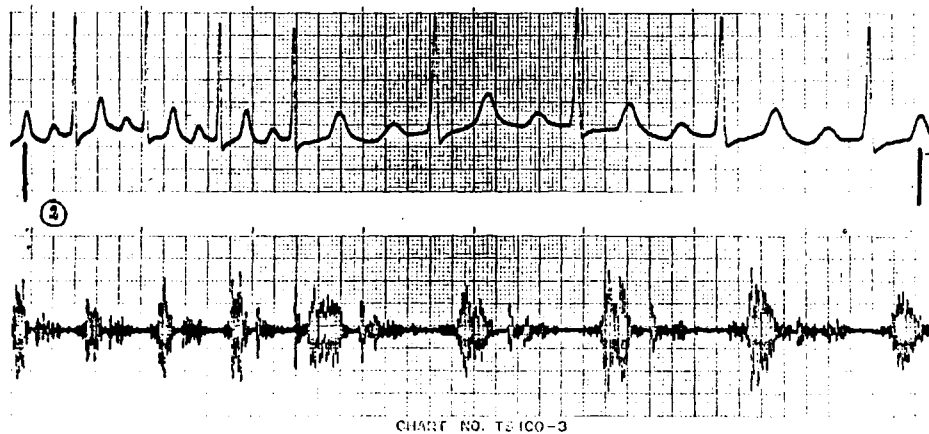
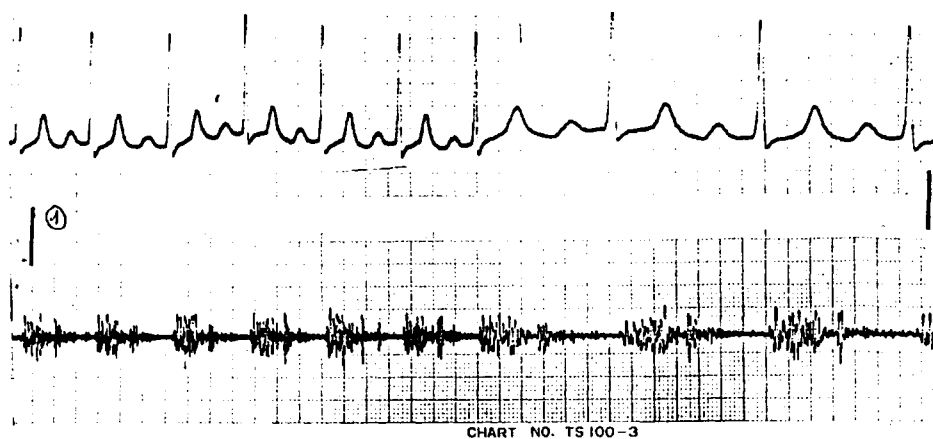
GRAFICAS 3, 4 y 5 - Utilizando el fonendoscopio electrónico.

GRAFICA 3 - Fono obtenido con el Fonendoscopio Electrónico con selector del mismo en baja frecuencia y filtro del inscriptor en baja.

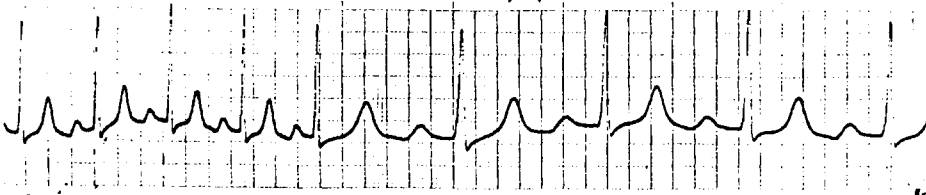
GRAFICA 4 - Id., pero con el selector en alta frecuencia.

GRAFICA 5 - Id., pero con filtro del inscriptor en frecuencia estetoacústica.

168



159



③

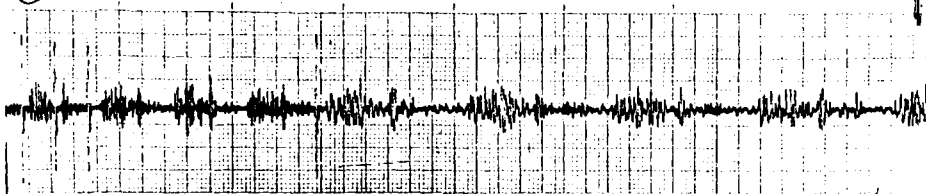
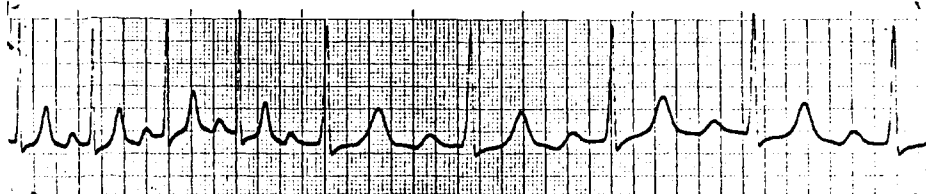
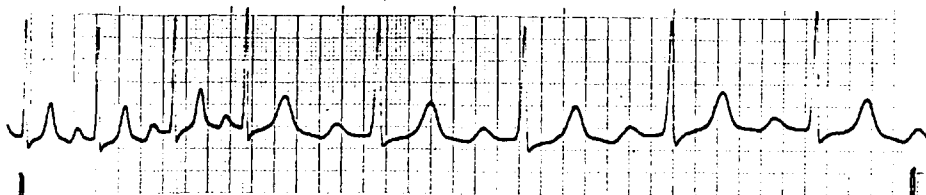
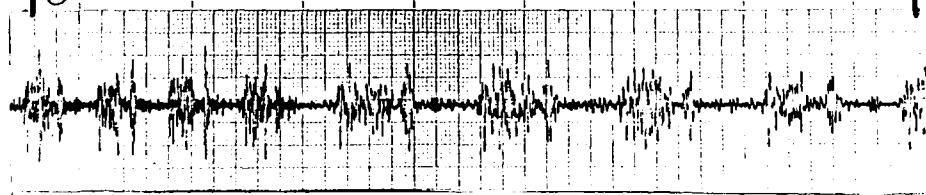


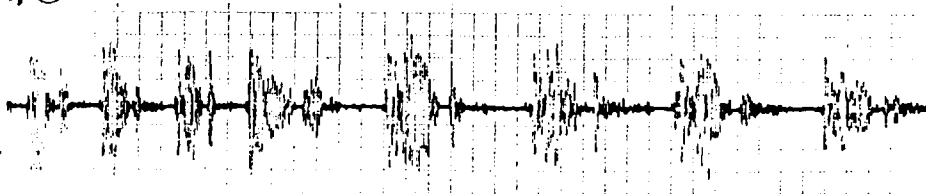
CHART NO. 15100-3



④



⑤



B - PACIENTE CON VALVULOPATIA MITRAL OPERADA

Trazado superior: ECG, derivación D 1.

Micrófono en mesocardio.

GRAFICA 6 - Sin utilizar el Fonendoscopio Electrónico. Fono no obtenido con el NIHON KHODEN con filtro en frecuencia electroacústica.

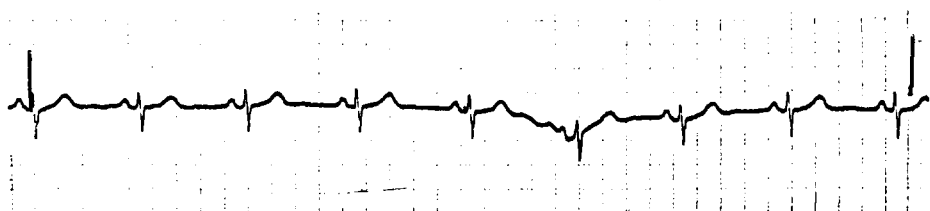
GRAFICA 7 - Utilizando el Fonendoscopio Electrónico. Fono no obtenido con nuestro Fonendoscopio Electrónico con selector de éste en alta frecuencia.

GRAFICA 8 - Utilizando el Fonendoscopio Electrónico. Fono obtenido con el Fonendoscopio Electrónico, con selector en alta, en éste y en el inscriptor.

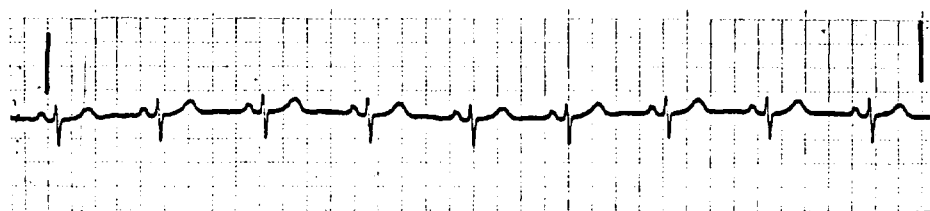
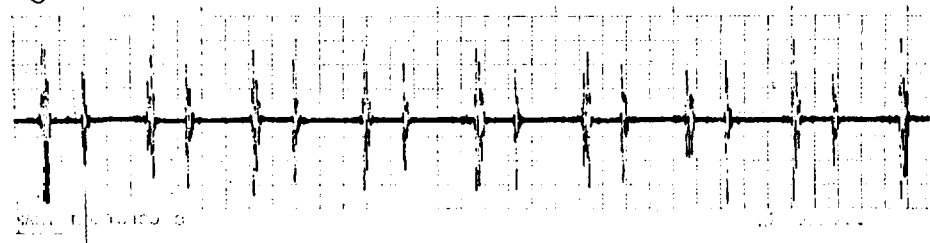
GRAFICA 9 - Sin utilizar el Fonendoscopio Electrónico. Fono obtenido con NIHON KHODEN con filtro en alta frecuencia.

161

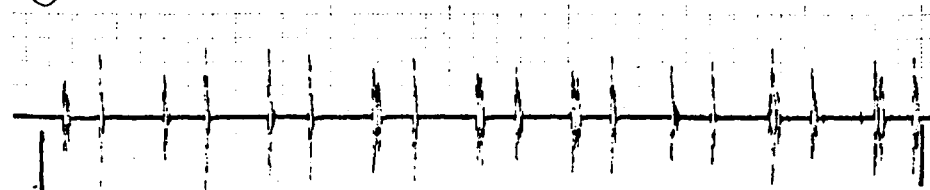
161



⑥



⑦

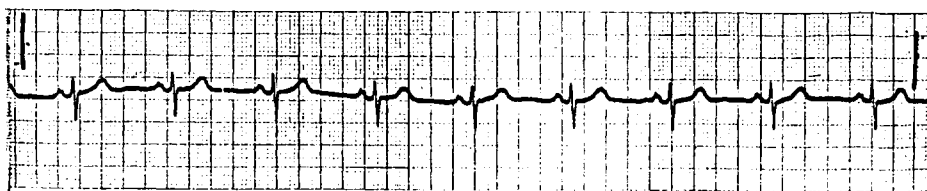
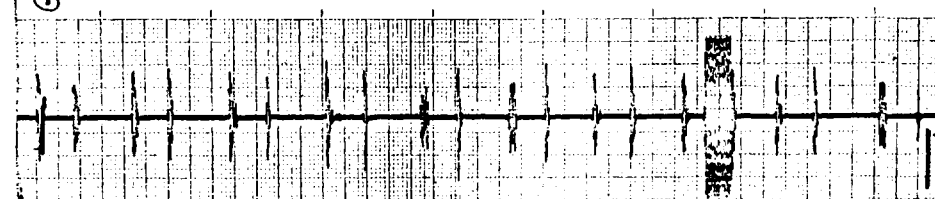


162

162



⑤



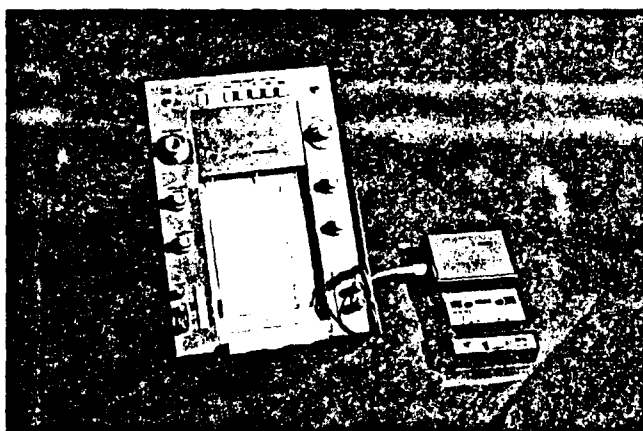
⑥



GEAR NO. 15100-3

11-11-11
11-11-11
11-11-11
11-11-11
11-11-11

163



MAY 12

Como final de esta serie de registros gráficos obtenidos con el Fonendoscopio Electrónico, incluimos a continuación los fonocardiogramas normales de un individuo sano, de 26 años de edad, el sonido de cuyo corazón fue registrado en cinta cassette por nuestro aparato; la cinta así grabada fue llevada posteriormente a un registrador BRUSH de nuestro laboratorio, del cual se obtuvieron las dos gráficas de la página siguiente.

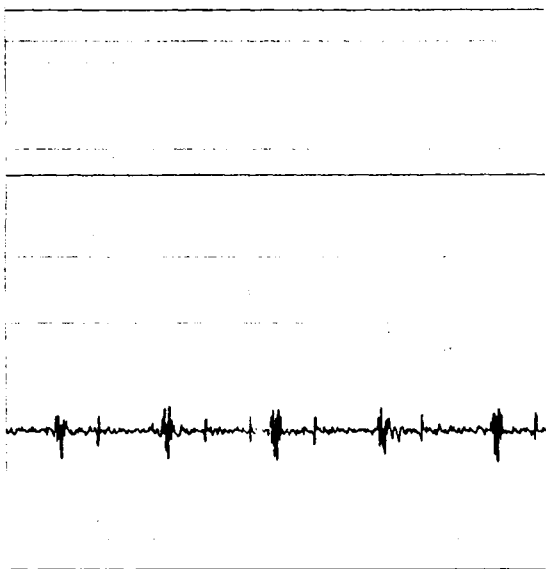
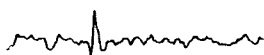
La gráfica inferior, con velocidad de 25 mm/seg, normal en cualquier fonocardiógrafo de uso corriente.

Y la gráfica superior, con velocidad de 125 mm/seg de uso no tan frecuente, privativa de aparatos de alta precisión y que muestra un fonocardiograma perfecto, obtenido sin la presencia del paciente y a partir de una cinta grabada con nuestro instrumento por cualquier médico no especializado.

Por la nitidez de estos registros, se puede efectuar en ellos toda clase de estudios y cálculos derivados de formas de onda, frecuencias, número de períodos de cada tono, amplitudes instantáneas, longitudes de onda y tiempos, con precisiones del orden de milésimas de segundo.

165

165



La figura siguiente muestra un nuevo fonocardiograma de corazón normal, grabado de primera intención en cinta cassette sin guardar ninguna precaución especial para un registro meticulado, y reproducido posteriormente a partir de aquella cinta en el registrador BRUSH de nuestro laboratorio a la velocidad especial de 125 mm/seg.

Nótese la mayor incidencia de componentes extrañas que en la perfecta gráfica anterior.

167

1000
1000
1000
1000
1000

125 mm/seg.

ENCLOSURE

1 seg.

Las últimas figuras recogen fonocardiogramas correspondientes a "taquicardias de esfuerzo" en un corazón normal (150 latidos por minuto), recogidas en cinta cassette con nuestro Fonendoscopio Electrónico y posteriormente reproducidas en el registrador BRUSH de nuestro laboratorio.

Ambas gráficas corresponden al mismo registro, con la misma velocidad del papel (125 mm/seg), pero con amplitudes diferentes: superior 50 mV/división; inferior 20 mV/div.

169



125 mm/seg.

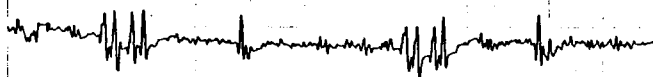
1 seg.



125 mm/seg.

CRUSH INSTRUMENTS DIVISION, GOULD INC.

CLEVELAND, OHIO PRINTED IN U.S.A.



5.8 RESUMEN DEL APARATO REGISTRADOR

Efectuado el estudio y diseño que se recoge en esta Memoria, se han conseguido unos resultados que podemos separar en tres grupos:

1.- Un estudio de las frecuencias acústicas de los sonidos de auscultación pulmonar y cardíaca, que se recoge en la tabla del apartado 5.2

2.- Un diminuto aparato de bolsillo que permite, entre otras importantes aplicaciones antes descritas, grabar en cinta magnetofónica el sonido del corazón. Con las cintas así grabadas, enviadas a una consulta de la especialidad, se obtienen inmediatamente los fonocardiogramas correspondientes.

Estos registros fonocardiográficos también acompañan este trabajo; en ellos se ve que nuestro Registrador Magnético de sonidos de auscultación es perfectamente sensible para la captación de ruidos y soplos y su posterior registro gráfico.

3.- La posibilidad de aplicación sencilla y barata a poblaciones determinadas para un posterior estudio de los registros en un centro de análisis, mediante la aplicación de las modernas técnicas de proceso automático de datos con ordenador y la detección precoz de alteraciones, una vez prefijados los márgenes de normalidad, tolerancia y alarma tal como se describe ampliamente en la segunda parte de este trabajo.

172

6.- RESULTADOS

Los resultados prácticos del trabajo que se presenta, tal como hemos venido diciendo y se han expuesto gráficamente en el esquema 1 del apartado 2, "Descripción General", recogidos dentro del recuadro de trazos, se extienden a lo largo de tres diferentes vertientes.

En primer lugar, al cálculo teórico, diseño, construcción y ensayo de un Registrador en cinta magnética comercial de los fonocardiogramas de recién nacidos. Este aparato, de pequeñas diensiones y fácil transporte y manejo, permitirá la recogida de registros fonocardiográficos en cualquier lugar, a la cabecera del niño, por personal no especializado. La cassette así grabada puede ser enviada por correo, teléfono o radio al centro de análisis de FCG que, de modo automático, determinará en su día si los diversos parámetros físicos y geométricos de las ondas del fono se ajustan o no a los patrones de normalidad para, en su caso, ser rechazado el trazado con indicación de las razones de la correspondiente alarma. Este registrador, primer paso para permitir la implantación de un sistema de recogida y análisis automático de FCG en poblaciones de recién nacidos se encuentra ampliamente descrito en el apartado 5 "Diseño especial de un Registrador en cinta magnética de los sonidos de auscultación" y constituye el primer objetivo de esta tesis.

En segundo lugar, del análisis en proceso automático con ordenador de todos los datos fonocardiográficos medidos en la muestra de 200 niños normales en las primeras veinticuatro horas de vida, se han podido establecer los patrones de normalidad y correspondientes límites de alarma en numerosas medidas físicas del FCG y su traducción geométrica en los registros. Con los patrones así definidos será ya posible indicar, al sistema de proceso seriado que en su día se implante, los márgenes de tolerancia que permitirán considerar a los sucesivos registros que se reciban como normales o sospechosos de anormalidad.

Y en tercer lugar, como resultado laborioso por lo exhaustivo, se presenta la colección de cuarenta leyes experimentales obtenidas como ecuaciones de regresión a partir de los cuarenta mejores (más significativos) coeficientes de correlación de la matriz de cruce de cada una de las variables medidas en los fonocardiogramas, con todas las demás. Estas leyes aportarán, sin duda, un conocimiento más profundo de las relaciones entre parámetros físicos del FCG; y aunque muchas de ellas no reflejen en sí un interés práctico actual, pueden cobrar su importancia al analizar, en sucesivas investigaciones, la evolución o modificación de la ecuación en el estudio de situaciones patológicas o, simplemente, de los procesos de adaptación del recién nacido.

6.1 VALORES NORMALES, TOLERANCIAS Y LIMITES DE ALARMA DEL FONOCARDIOGRAMA DEL RECIEN NACIDO

Los cuadros que a continuación se presentan recogen los resultados de los diferentes parámetros y características de los registros fonocardiográficos de recién nacidos normales en sus diversos componentes físico-acústicos.

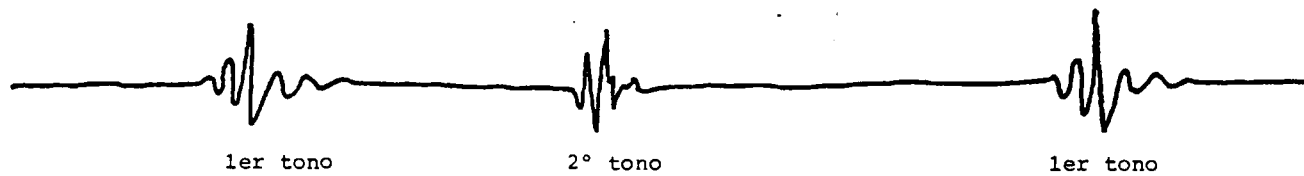
En todos ellos se muestra la media de cada dato medido, como valor de centralización, acompañada a cada lado por los márgenes del 50 por ciento correspondientes a 0,67 veces la desviación típica sumada y restada a la media aritmética, y por los márgenes del 95 por ciento correspondientes a 1,96 veces la desviación típica a cada lado de la media.

Entre los recuadros indicados con el 50 por ciento se encuentra, pues, la mitad del colectivo medido en nuestra muestra de niños normales. Entendemos que este margen del 50 por ciento puede constituir en el futuro un buen indicador de los límites de alarma, sobrepasados los cuales (bien por exceso o bien por defecto), puede retirarse el correspondiente trazado FCG como índice de sospecha de anormalidad, en especial si se diera la coincidencia de situaciones extremas en más de un parámetro del registro. De cualquier forma también se presentan los límites del 95 por ciento para situaciones extremas únicas o aisladas.

das. La determinación, en su día, de los definitivos límites de alarma en el programa de análisis automático seriado constituirá un importante capítulo de investigación futura, ya que no siempre habrá de mantener una fracción de desviación típica constante a cada lado de la media, dependiendo de la simultaneidad de situaciones extremas presentadas. Sin embargo, el cálculo estadístico para proporciones diferentes del 50 ó del 95 por ciento es inmediato, conocidos los valores de la media y de la correspondiente desviación típica.

Para simplificar la presentación práctica de estos cuadros, se ha prescindido de más proporciones, e incluso de la constatación de los parámetros estadísticos desviación típica, error estándar de la media, rango, valor máximo observado y valor mínimo que pueden encontrarse en las tablas generales de datos estadísticos del experimento para todas las variables, que figuran en el apartado 6.2

De esta forma, el cuadro siguiente recoge las distancias, medidas en tiempo, entre los dos tonos cardíacos, tomando como referencias los puntos más altos del registro de cada tono, que corresponden a los valores mayores de la amplitud de sus ondas. Para sincronizar la situación de estos dos tonos cardíacos con el registro del electrocardiograma se consigna igualmente la distancia del punto R del ECG. La figura superior aclara convenientemente los valores a, b y c considerados.



| D I S T A N C I A S | 95 % | | | | |
|----------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 50 % | | | | |
| | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ | + 1,96 σ |
| a) R - 1er tono | 0,02 | 0,04 | 0,05 seg | 0,06 | 0,08 |
| b) 1er tono- 2ºtono | 0,17 | 0,20 | 0,22 seg | 0,24 | 0,27 |
| c) 2ºtono - 1er tono | 0,17 | 0,23 | 0,27 seg | 0,31 | 0,37 |

177

Los cuatro cuadros que siguen presentan los valores de frecuencia, amplitud, duración y número de picos (positivos y negativos) de las ondas del primero y segundo tonos cardíacos, medidos en las cuatro modalidades de registro correspondientes a los cuatro sistemas de filtrado utilizados habitualmente y que fueron descritos en los apartados 3.1 "Antecedentes fonocardiográficos" y 4.2 "Metodología clínica". Las bandas de frecuencia de paso de los cuatro filtros fueron:

| | | |
|--------|----------------------|------------|
| Fono 1 | De 100 a 600 c/seg; | máximo 200 |
| Fono 2 | De 200 a 800 c/seg; | máximo 500 |
| Fono 3 | De 400 a 1000 c/seg; | máximo 700 |
| Fono 4 | De 50 a 800 c/seg; | máximo 400 |

Se recogen, como antes, los valores medios obtenidos en la muestra de 200 recién nacidos normales así como los márgenes de variación, tolerancias o límites de alarma del 50 y del 95 por ciento. En aquellas ocasiones en que no se consigna el valor inferior del límite 95, la razón de no haberlo hecho constar está en una dispersión alta en los valores de esa variable en la muestra que no permite estimar tan alto porcentaje con una precisión fiable.

Con los datos de estos cuatro cuadros siguientes, así como los de distancias que figuran en el cuadro anterior, el futuro programa de ordenador de proceso de FCG dispondrá de una colección de límites de alarma para, de un modo aislado o combinados convenientemente, detectar anomalías o sospechas de alteraciones en los registros analizados en los programas de salud.

Los demás valores estadísticos (desviación típica, error estándar de la media, rango y valores máximo y mínimo) se pueden también encontrar en las tablas generales para todas las variables, que figuran en el apartado 6.2

F O N O 1

| | 95 % | | | | |
|-----------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 50 % | | | | |
| | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ | + 1,96 σ |
| <u>1er TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | | 35,4 | 81,7 c/s | 128,0 | 217,2 |
| Amplitud | | 1,0 | 1,6 mV | 2,2 | 3,3 |
| Duración | 0,03 | 0,06 | 0,07 seg | 0,08 | 0,11 |
| Núm. de picos | | 6,1 | 10,7 pic | 15,3 | 24,1 |
| <u>2° TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | | 47,4 | 89,2 c/s | 131,0 | 211,6 |
| Amplitud | | 0,7 | 1,3 mV | 1,8 | 2,9 |
| Duración | 0,01 | 0,04 | 0,05 seg | 0,06 | 0,09 |
| Núm. de picos | | 5,9 | 9,1 pic | 12,3 | 18,5 |

180

| F O N O 2 | | 50 % | | | |
|-----------------|--|----------|----------|----------|-------------------|
| | | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ + 1,96 σ |
| <u>1er TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | | 41,2 | 55,6 | 63,1 c/s | 70,6 85,0 |
| Amplitud | | 0,1 | 1,7 | 2,6 mV | 3,5 5,1 |
| Duración | | 0,03 | 0,06 | 0,07 seg | 0,08 0,11 |
| Núm. de picos | | 4,8 | 7,6 | 9,1 pic | 10,6 13,4 |
| <u>2° TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | | 42,1 | 61,2 | 71,2 c/s | 81,2 100,3 |
| Amplitud | | | 1,5 | 2,4 mV | 3,3 4,9 |
| Duración | | 0,04 | 0,05 | 0,06 seg | 0,07 0,08 |
| Núm. de picos | | 3,8 | 6,4 | 7,8 pic | 9,2 11,8 |

181

| F O N O 3 | | 95 % | | | |
|-----------------|------|-----------------|-----------------|-------|---------------------------------|
| | | 50 % | | | |
| | | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ + 1,96 σ |
| <u>1er TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | 48,6 | 68,6 | 89,3 c/s | 110,1 | 130,0 |
| Amplitud | | 1,3 | 2,0 mV | 2,7 | 4,2 |
| Duración | 0,04 | 0,05 | 0,06 seg | 0,07 | 0,08 |
| Núm. de picos | 5,3 | 8,7 | 10,5 pic | 12,3 | 15,7 |
| <u>2° TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | 50,2 | 73,3 | 97,4 c/s | 121,5 | 144,6 |
| Amplitud | 1,4 | 1,8 | 2,7 mV | 3,6 | 4,0 |
| Duración | 0,03 | 0,04 | 0,05 seg | 0,06 | 0,07 |
| Núm. de picos | 4,1 | 7,6 | 9,4 pic | 11,2 | 14,7 |

| F O N O 4 | | 95 % | | | |
|-----------------|------|-----------------|-----------------|-------|---------------------------------|
| | | 50 % | | | |
| | | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ + 1,96 σ |
| <u>1er TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | 62,7 | 113,1 | 139,2 c/s | 165,3 | 215,7 |
| Amplitud | | 0,5 | 1,2 mV | 1,9 | 3,2 |
| Duración | 0,03 | 0,04 | 0,05 seg | 0,06 | 0,07 |
| Núm. de picos | 4,0 | 9,6 | 12,5 pic | 15,4 | 21,0 |
| <u>2° TONO</u> | | | | | |
| Frecuencia | 82,7 | 127,7 | 151,0 c/s | 174,3 | 219,3 |
| Amplitud | | 1,2 | 2,3 mV | 3,4 | 5,4 |
| Duración | 0,02 | 0,03 | 0,04 seg | 0,05 | 0,06 |
| Núm. de picos | 2,9 | 8,6 | 11,6 pic | 14,6 | 20,3 |

Por último, los dos cuadros siguientes muestran las características de frecuencia cardíaca en inspiración y espiración, datos antropométricos (peso del recién nacido, talla, perímetro craneal) y semanas de gestación, obtenidos como valores medios en nuestra muestra de 200 recién nacidos en las primeras veinticuatro horas. Entendemos que la muestra es lo suficientemente grande, homogénea y representativa como para poder consignar estos valores como resultado de nuestro experimento, a pesar de ser datos ya ampliamente estudiados.

Los demás parámetros estadísticos de estos valores se encuentran igualmente en las tablas generales del apartado 6.2

Queremos hacer notar que las diferencias medias observadas entre las frecuencias cardíacas en inspiración y espiración no son estadísticamente significativas. A pesar de todo, en el apartado 6.2 se ha calculado la correspondiente ecuación de regresión, por presentar ambas variables un elevado coeficiente de correlación.

F R E C U E N C I A C A R D I A C A

| | 95 % | | | | |
|-------------|----------|----------|-----------|----------|----------|
| | 50 % | | | | |
| | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ | + 1,96 σ |
| FRECUENCIA | | | | | |
| Inspiración | 98,9 | 117,6 | 127,3 p/m | 137,0 | 155,7 |
| Espiración | 98,2 | 116,9 | 126,6 p/m | 136,3 | 155,0 |

M E D I D A S A N T R O P O M E T R I C A S

| M E D I D A S | 95 % | | | | |
|--------------------|----------|----------|-----------|----------|----------|
| | 50 % | | | | |
| | - 1,96 σ | - 0,67 σ | MEDIA | + 0,67 σ | + 1,96 σ |
| Semanas de gestac. | 37,3 | 38,9 | 39,7 sem. | 40,5 | 42,1 |
| Peso | 2453 | 3046 | 3354 gr | 3663 | 4256 |
| Talla | 452 | 477 | 490 mm | 503 | 528 |
| Perímetro craneal | 319 | 336 | 346 mm | 355 | 373 |

6.2 LEYES EXPERIMENTALES OBTENIDAS ENTRE LOS DIVERSOS PARAMETROS DEL FONOCARDIOGRAMA DEL RECIEN NACIDO RELACIONADOS SIGNIFICATIVAMENTE

En este apartado se exponen los resultados del proceso automático de los datos recogidos durante el experimento. Una vez codificados los valores de las 43 variables medidas en los 200 trazados fonocardiográficos (8600 datos numéricos), se introdujeron en un ordenador electrónico que, por medio de un apropiado programa de explotación estadística (ver apartado 4.5), proporcionó los parámetros de centralización y dispersión, la matriz de coeficientes de correlación de cada una de las variables del FCG con todas las demás y las ecuaciones de regresión que relacionan entre sí cada pareja de tales variables que resultó con una correlación significativa.

La primera tabla de valores introducidos en el ordenador estuvo formada por 26 variables diferentes medidas en 142 niños.

Estas variables de cada fonocardiograma fueron las siguientes:

...

| Núm. | Variable | Unidad |
|------|--|--------|
| 1 | Frecuencia cardíaca en inspiración..... | p/min |
| 2 | Distancia del punto R del ECG al punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG..... | seg |
| 3 | Distancia del punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG al punto de máxima amplitud en el segundo tono..... | seg |
| 4 | Distancia del punto de máxima amplitud en el segundo tono del FCG al punto de máxima amplitud en el primer tono siguiente..... | seg |
| 5 | Frecuencia del fono 1 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 6 | Frecuencia del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |
| 7 | Frecuencia del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 8 | Frecuencia del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |
| 9 | Frecuencia del fono 3 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 10 | Frecuencia del fono 3 en el segundo tono cardíaco | c/seg |
| 11 | Frecuencia del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | c/seg |
| 12 | Frecuencia del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | c/seg |
| 13 | Altura del pico R del ECG..... | mV |
| 14 | Máxima amplitud del fono 1 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 15 | Máxima amplitud del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 16 | Máxima amplitud del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 17 | Máxima amplitud del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | mV |

| | | |
|----|---|----------|
| 18 | Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco | mV |
| 19 | Máxima amplitud del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 20 | Máxima amplitud del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | mV |
| 21 | Máxima amplitud del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | mV |
| 22 | Paridad..... | nº hijos |
| 23 | Semanas de gestación..... | nº sem. |
| 24 | Peso del recién nacido..... | gr |
| 25 | Talla del recién nacido..... | mm |
| 26 | Perímetro craneal del recién nacido..... | mm |

Para simplificar la codificación de los datos evitando cifras decimales y comas en la presentación de los números, las variables 2, 3 y 4 fueron multiplicadas por cien (es decir, se expresaron en centésimas de segundo); las variables 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20 y 21 fueron multiplicadas por diez (con lo que quedaron expresadas en décimas de milivoltio); y la variable 24 fue dividida por diez (con lo que quedó expresada en decagramos).

No hay que olvidar esta transformación, que deberá deshacerse de forma inversa a la hora de valorar los resultados de ordenador si se quiere volver a las unidades iniciales de segundos, milivoltios y gramos, respectivamente. Las demás variables se codificaron sin modificación de sus unidades originales.

De esta forma, la tabla numérica que se introdujo en el ordenador fue la siguiente:

ROWS,COLUMNS

?* 142,26

NOW, ENTER EACH ROW

? 143,04,20,22,150,180,60,93,93,80,150,125,09,18,19,23,15,21,19,09,14,01,40,320,510,350
? 145,04,20,21,125,162,57,51,100,93,125,142,08,17,24,22,15,17,16,09,15,01,30,240,440,313
? 104,04,24,35,170,175,50,58,67,100,150,200,08,18,14,24,15,22,14,08,09,01,30,360,480,355
? 112,02,26,29,130,140,75,90,83,110,125,130,12,16,29,14,28,12,32,11,28,01,30,310,465,340
? 125,03,20,27,187,167,67,75,90,60,150,133,10,24,17,28,13,28,19,10,11,02,40,265,450,335
? 131,02,27,24,133,137,67,50,100,87,133,117,12,15,03,11,12,03,21,09,04,01,30,330,465,340
? 138,02,21,21,237,225,67,62,83,80,150,150,07,22,18,27,18,27,15,09,07,01,40,355,400,345
? 110,02,25,30,262,225,60,60,83,110,187,187,08,07,34,10,20,07,34,04,25,01,30,400,515,360
? 106,05,22,35,67,75,83,100,93,150,140,180,08,12,10,14,36,19,39,12,58,02,40,390,500,345
? 130,04,21,25,170,212,64,60,107,100,150,162,17,77,42,52,32,60,37,55,32,00,39,300,470,380
? 106,02,25,27,237,180,70,75,90,83,175,125,06,14,18,15,15,15,16,15,15,03,39,345,470,340
? 88,04,25,44,137,175,60,58,90,75,117,125,05,07,17,10,12,10,17,04,10,01,42,395,500,367
? 143,05,19,24,33,50,60,112,78,100,125,200,13,25,30,32,74,44,25,37,67,01,39,370,500,360
? 160,05,20,18,50,67,72,83,106,110,121,162,10,22,10,40,35,36,34,30,75,01,37,320,495,340
? 150,04,19,21,33,50,56,50,100,125,100,183,16,35,15,60,40,29,24,24,40,01,40,345,495,365
? 121,03,21,22,112,70,87,44,87,60,112,100,10,16,15,32,12,20,17,07,12,01,39,380,495,350
? 121,04,21,28,67,120,64,57,62,58,60,150,07,07,25,08,14,05,20,02,17,01,40,330,485,350
? 125,03,28,26,125,160,57,70,90,90,112,110,05,17,15,25,10,20,12,10,12,01,42,400,490,370
? 108,05,24,33,36,44,70,50,117,100,150,140,14,15,12,20,37,17,44,16,40,00,41,355,500,350
? 142,05,20,21,31,50,57,62,110,90,162,200,08,25,10,27,42,41,34,36,30,01,40,300,470,345
? 174,05,18,16,37,50,56,62,81,62,125,87,08,17,20,32,57,20,39,14,56,01,39,325,490,340
? 120,05,23,32,36,25,71,60,90,110,187,112,10,10,12,20,47,18,28,20,76,01,39,305,475,325
? 117,03,21,30,87,200,57,75,70,112,87,150,07,14,14,20,14,15,15,07,12,01,38,220,460,320
? 119,03,22,29,40,75,60,87,108,125,130,125,08,25,08,48,20,41,34,40,40,00,40,310,465,330
? 132,04,21,24,44,60,67,60,89,70,170,125,15,25,16,40,56,30,37,30,46,00,40,330,490,340
? 114,02,23,30,43,50,57,71,90,75,187,130,12,15,20,17,50,20,70,22,65,01,42,435,535,370
? 92,08,21,43,41,50,55,67,78,117,200,227,07,16,12,22,40,17,57,20,50,00,38,315,480,345
? 168,03,20,16,225,240,71,80,120,117,137,130,08,16,19,27,22,14,19,06,12,02,39,300,470,340
? 117,03,22,25,64,60,78,100,100,100,183,150,14,35,22,80,55,42,25,24,30,01,41,310,470,350
? 155,05,20,19,50,57,71,92,75,175,200,150,06,32,07,31,17,25,71,35,27,02,40,410,505,360
? 127,08,19,29,50,50,50,60,64,100,158,137,08,05,17,35,55,31,51,14,50,00,37,310,480,360
? 139,02,21,21,283,237,50,75,57,90,100,125,11,27,25,27,29,31,27,15,27,02,43,300,475,366
? 158,06,19,20,44,50,56,80,100,100,180,200,06,40,27,47,70,40,47,32,50,01,42,410,500,370
? 160,04,19,20,67,60,57,50,103,100,140,167,02,25,08,46,22,31,39,52,30,01,41,260,465,313
? 110,02,25,30,90,167,62,75,100,75,117,117,05,23,21,13,27,22,22,18,32,01,40,320,495,345
? 105,02,25,33,175,162,70,56,107,200,162,150,10,14,11,18,27,15,22,07,07,02,37,300,470,325

190

? 135,03,20,24,210,270,60,64,100,83,150,150,13,20,08,21,20,20,16,10,22,01,4,320,495,345
? 131,04,21,22,75,137,56,70,67,67,117,150,05,40,20,42,17,37,20,27,17,03,40,30,475,355
? 079,08,36,41,67,60,23,23,57,42,64,67,07,25,30,45,32,27,35,12,22,02,39,420,500,355
? 112,04,23,31,260,180,50,60,92,110,170,175,09,07,10,06,08,07,25,05,25,00,4,300,500,325
? 142,04,19,21,220,175,57,70,120,100,117,150,05,05,15,07,15,05,10,02,10,01,30,345,490,335
? 104,03,23,35,231,152,100,100,120,130,275,175,14,06,17,06,12,07,19,02,13,00,40,390,510,1
? 128,04,22,25,137,250,43,64,83,112,110,150,10,22,62,20,25,17,62,15,67,03,40,345,500,335
? 097,04,25,37,143,125,67,50,86,60,108,125,07,15,27,15,27,15,24,07,12,01,40,300,485,345
? 117,03,22,32,290,230,50,70,83,70,110,187,10,17,22,10,05,17,22,07,15,00,42,160,490,350
? 117,05,22,30,28,37,56,67,108,70,112,167,12,30,15,52,52,44,71,25,63,01,39,275,480,340
? 104,05,23,32,33,62,67,60,62,70,67,125,12,07,05,12,10,07,12,02,07,01,39,320,515,335
? 134,04,19,26,107,140,44,58,57,92,112,110,05,19,21,27,13,32,16,07,12,00,41,380,515,370
? 141,04,20,23,60,137,64,80,70,80,87,100,10,17,15,32,17,15,17,07,12,03,40,345,500,340
? 132,03,22,23,62,120,60,58,80,75,87,137,17,17,25,20,17,20,22,10,20,06,40,270,480,340
? 119,02,24,27,300,267,43,75,67,80,137,133,09,15,08,33,13,17,12,06,10,01,37,300,480,335
? 108,05,25,31,130,140,50,70,60,70,100,112,12,13,13,30,10,15,12,05,10,01,38,285,495,330
? 116,03,20,30,230,350,70,80,100,90,150,133,12,22,32,32,27,27,30,12,25,02,41,380,520,350
? 121,04,22,28,150,130,62,70,67,87,50,117,12,09,11,15,12,10,10,02,07,02,39,400,530,305
? 139,03,22,21,287,275,58,62,80,90,137,183,10,10,12,12,12,10,15,05,10,00,42,270,455,340
? 123,02,24,23,130,112,57,75,70,87,112,62,07,07,10,15,12,07,12,02,07,01,40,405,500,350
? 128,05,21,27,33,83,64,80,90,87,187,167,05,12,17,40,40,05,52,10,52,01,41,320,490,370
? 127,05,23,25,50,60,75,30,83,80,125,150,12,22,07,42,17,22,17,07,17,00,39,390,520,355
? 110,04,24,30,44,43,50,57,56,92,120,125,07,12,08,26,17,18,23,05,24,00,40,350,490,337
? 111,05,22,32,50,60,57,83,100,100,150,150,06,06,07,13,17,09,14,04,17,02,40,295,470,340
? 125,05,21,26,44,117,92,110,150,120,175,150,08,29,10,22,23,22,31,17,20,01,41,530,495,350
? 132,05,21,25,71,30,67,31,81,129,170,200,08,09,06,18,14,22,22,10,22,01,39,325,495,337
? 136,05,22,22,50,57,60,83,69,100,170,200,07,10,05,17,09,11,11,05,12,00,39,320,490,345
? 104,05,23,29,33,43,50,70,70,87,212,250,10,12,12,18,16,12,15,05,11,02,40,382,500,355
? 122,05,23,31,45,43,53,60,92,100,257,150,07,12,15,17,37,20,55,10,55,03,40,375,510,380
? 120,06,21,30,39,52,53,67,86,112,112,137,10,15,07,22,15,10,12,07,10,01,40,330,500,350
? 113,05,24,30,44,110,61,87,100,135,112,150,10,13,07,30,17,20,22,07,20,02,39,265,483,320
? 133,05,23,28,45,50,55,80,92,100,100,150,07,12,15,20,42,17,67,07,60,00,40,350,510,355
? 112,05,25,30,37,62,60,70,80,80,100,100,112,05,30,10,22,20,10,17,03,40,320,500,355
? 130,05,20,29,50,50,57,70,83,100,120,112,35,20,12,25,30,17,27,10,22,01,39,355,485,350
? 155,05,19,20,33,30,53,62,80,87,120,112,10,20,10,25,20,12,17,07,10,01,39,305,485,340
? 103,05,22,30,57,58,75,75,83,120,125,150,10,12,07,25,25,00,47,15,52,00,39,320,485,350
? 129,05,21,24,50,50,50,50,50,50,50,10,15,05,27,12,20,17,07,12,02,40,360,500,350
? 144,05,21,21,37,50,50,58,70,80,87,112,20,30,17,75,62,55,45,22,57,02,39,325,490,320
? 125,04,23,25,37,43,50,75,58,100,183,175,07,10,05,22,12,17,17,05,20,01,39,300,480,320
? 131,04,22,25,45,62,43,60,70,75,100,133,15,17,12,40,30,21,25,10,17,01,41,390,500,350

? 137,05,21,25,58,42,86,70,108,90,300,187,10,10,07,03,08,17,15,10,10,01,39,00,505,357
 ? 102,05,25,34,58,90,83,83,80,92,90,150,12,10,10,22,42,20,75,10,55,01,40,35,515,362
 ? 127,05,22,27,50,75,50,80,70,112,133,130,10,12,07,25,20,17,27,07,17,02,40,315,505,350
 ? 133,05,23,23,57,43,62,67,83,112,150,200,10,27,15,57,50,30,42,12,40,01,39,410,480,330
 ? 142,04,21,21,55,60,75,62,120,112,137,216,14,12,07,19,13,05,14,04,11,00,41,303,475,345
 ? 126,07,20,28,37,50,71,80,80,100,125,175,10,10,09,14,14,09,12,03,05,01,39,380,475,340
 ? 154,05,19,21,45,44,55,60,86,80,130,133,06,10,14,17,31,11,34,17,06,04,40,295,485,340
 ? 120,04,21,30,44,75,79,75,100,160,150,162,12,26,08,20,25,28,29,23,03,00,40,335,495,340
 ? 146,03,21,21,64,75,64,87,50,100,130,200,15,13,13,26,29,17,30,05,16,33,41,380,460,330
 ? 135,05,20,25,350,40,39,70,110,112,112,100,07,18,08,28,18,13,20,05,14,01,33,360,505,370
 ? 114,05,22,28,57,37,60,50,90,100,112,150,13,04,04,06,06,04,04,02,04,01,33,300,475,335
 ? 132,05,21,25,50,42,57,60,75,87,120,112,10,24,08,44,16,29,14,20,13,00,39,300,460,340
 ? 114,05,23,33,57,50,79,79,107,125,180,212,03,06,03,07,06,06,06,03,04,02,38,395,545,355
 ? 125,06,20,28,50,50,64,80,100,120,225,217,12,27,10,44,18,32,14,10,10,00,40,315,475,347
 ? 135,05,22,24,61,50,86,75,120,80,120,200,12,22,10,47,17,35,27,15,25,02,38,350,505,350
 ? 130,04,20,27,61,70,69,75,93,120,120,150,15,20,07,32,25,40,32,25,25,02,40,290,480,325
 ? 140,04,20,25,58,70,75,80,67,110,100,175,10,12,07,35,25,22,25,13,20,01,38,310,485,340
 ? 153,05,19,21,33,70,57,92,108,86,160,150,10,25,07,35,35,15,30,13,20,08,40,295,505,335
 ? 136,05,20,25,43,57,50,75,75,83,112,125,10,17,10,22,25,17,25,13,15,01,41,385,510,355
 ? 124,07,20,30,35,43,55,43,42,75,110,137,07,16,09,20,24,17,27,08,20,01,40,360,505,352
 ? 120,04,23,29,44,67,44,64,90,110,125,137,06,12,08,21,21,14,21,06,18,02,40,380,495,362
 ? 121,05,22,28,57,75,56,80,100,100,150,130,07,12,07,17,22,15,25,07,15,00,40,360,505,365
 ? 129,05,22,25,50,80,62,67,86,100,127,150,07,17,05,40,21,35,40,17,37,02,39,350,495,345
 ? 114,06,22,31,56,60,55,58,83,100,140,170,13,22,09,22,21,28,16,08,12,00,41,425,520,365
 ? 142,04,19,23,60,100,58,100,90,117,125,100,05,20,05,30,25,20,35,10,25,01,38,300,480,340
 ? 138,05,22,22,50,44,65,81,121,92,137,150,09,06,15,15,33,09,32,05,19,01,38,305,475,344
 ? 090,05,28,42,50,43,50,58,90,90,150,150,14,12,10,22,20,20,24,08,16,01,41,310,480,330
 ? 127,07,22,26,39,44,55,50,83,100,130,167,07,22,17,35,30,25,22,15,17,01,40,365,500,340
 ? 133,05,22,24,64,71,79,75,83,110,140,137,10,10,07,20,20,12,22,07,20,00,38,260,460,330
 ? 115,05,25,29,56,64,75,86,90,110,162,137,07,10,07,20,12,20,17,12,15,07,40,390,510,350
 ? 117,04,23,27,64,70,64,70,90,87,110,150,12,10,07,20,12,12,20,05,22,02,39,328,485,337
 ? 140,08,18,24,50,50,69,60,83,87,117,100,05,22,10,27,17,18,22,10,16,00,38,315,480,340
 ? 143,05,19,24,61,79,69,83,110,110,130,175,15,17,10,30,40,30,54,34,50,03,39,375,500,370
 ? 139,04,23,20,50,80,64,90,90,130,150,162,15,15,05,37,15,32,22,12,27,01,41,370,500,365
 ? 116,07,21,33,50,57,67,67,85,87,110,137,15,15,07,17,15,15,20,07,17,01,38,305,465,340
 ? 134,05,21,24,67,70,71,67,83,80,110,150,15,15,05,32,17,20,25,10,25,00,40,340,495,360
 ? 127,07,19,30,44,50,56,80,70,80,112,112,07,07,05,10,15,10,17,05,12,00,39,395,495,350
 ? 104,07,25,32,40,56,63,87,114,142,140,200,12,14,09,14,17,14,21,08,19,03,39,510,475,335
 ? 114,05,22,26,44,44,75,67,50,87,110,150,05,10,07,17,17,12,18,04,10,00,39,325,500,340
 ? 130,04,22,25,44,57,71,75,83,90,150,217,12,15,05,25,22,25,27,12,17,02,43,345,495,340

113,05,23,31,50,58,62,67,93,17,150,150,15,09,12,18,23,15,33,05,25,00,39,300,460,320
126,08,18,30,35,53,67,67,107,110,125,125,11,17,07,12,17,05,23,02,16,01,39,350,490,353
131,08,19,27,50,75,79,92,92,92,130,175,13,12,17,15,20,12,22,35,16,00,40,345,485,335
135,05,21,24,37,50,71,70,67,100,137,167,08,15,11,28,20,14,16,35,12,00,39,290,465,320
125,04,21,28,44,58,75,67,93,75,117,150,07,17,10,27,17,16,15,07,14,02,41,350,505,350
134,05,20,26,44,58,69,80,120,37,150,217,12,17,07,30,25,37,27,17,17,00,40,280,470,320
147,05,19,22,44,57,75,71,83,83,160,187,12,07,07,07,25,05,25,02,15,00,39,270,485,345
136,05,20,25,55,64,75,71,71,83,233,162,12,07,12,10,27,01,30,02,15,00,38,335,495,335
140,05,20,23,50,57,75,79,107,120,150,140,10,20,12,30,26,27,27,07,20,01,39,345,485,350
115,05,24,29,50,37,69,60,83,87,80,117,12,07,07,20,15,17,12,07,12,02,38,300,485,340
159,05,19,19,60,43,72,75,112,137,171,183,15,27,15,47,30,38,26,22,18,00,40,398,500,365
136,08,17,28,40,43,55,62,93,67,125,150,17,12,15,15,32,12,26,06,14,02,39,50,510,355
125,05,22,27,61,50,81,71,208,90,142,100,10,17,05,27,17,18,20,10,16,01,39,270,485,325
104,05,23,33,61,81,75,100,94,131,193,221,17,15,16,14,25,09,27,06,33,00,30,375,490,350
126,05,22,26,50,66,69,70,100,100,150,200,10,17,10,40,35,30,50,17,42,01,40,390,505,350
127,04,22,26,44,50,69,67,100,90,210,187,10,10,07,24,22,20,25,08,16,01,42,355,495,350
133,05,22,24,50,50,75,70,100,90,140,162,10,12,15,25,25,25,25,20,17,01,30,350,500,340
118,05,24,28,56,50,56,133,86,90,137,150,12,12,12,32,22,27,20,17,20,01,40,360,505,350
123,05,23,30,50,50,61,50,92,112,150,150,12,12,08,32,25,27,35,12,22,00,40,380,510,350
139,05,20,25,44,50,61,58,79,90,110,112,10,16,08,32,25,22,30,32,22,30,37,55,460,325
134,05,20,24,55,57,55,83,100,100,137,162,14,14,29,33,43,32,30,14,36,00,40,270,470,305
135,05,22,22,50,44,62,50,94,170,133,200,07,05,16,10,31,07,32,04,25,02,40,301,480,330
109,05,25,35,55,50,55,50,79,30,158,133,05,07,15,17,25,12,20,05,27,01,40,55,510,350
087,05,25,44,50,50,54,69,114,108,137,187,05,05,09,17,14,08,26,05,13,00,40,290,475,330
120,06,22,28,37,43,71,57,02,125,125,166,17,15,12,20,25,14,24,03,22,00,40,450,540,370
145,02,21,21,55,67,63,90,143,110,175,187,12,15,12,25,30,24,24,12,22,00,40,330,500,345

Los primeros resultados que se pidieron en el programa de explotación estadística fueron la media aritmética, la desviación típica, el error estándar de la media, el valor máximo de cada variable, el valor mínimo y el rango.

Los valores obtenidos, suministrados por el ordenador, se recogen en la tabla que se expone en la página siguiente, con la numeración correlativa de variables correspondiente a la relación anterior, y con las unidades modificadas según se indicó.

Estos valores medios proporcionan los patrones de normalidad analizados en los apartados 6.1 y 6.3; y las desviaciones típicas nos dan los límites de alarma que en los mismos apartados se estudian. Los errores estándar de las medias en la forma

$$m \pm 2 e_m$$

nos da la seguridad de esa media en la población general (no en la muestra), con una confianza del 95%; y el máximo, mínimo y rango miden las mayores variaciones que ha tomado la variable en la muestra de recién nacidos del experimento.

| VAR | MEAN | Z | STD.DEV | STD.ERR | MAXIMUM | MINIMUM | RANGE |
|-----|---------|---|---------|---------|---------|---------|---------|
| 1 | 125.330 | | 16.440 | 1.380 | 174.000 | 79.000 | 95.000 |
| 2 | 4.599 | Z | 1.369 | 0.115 | 8.000 | 2.000 | 6.000 |
| 3 | 21.803 | | 2.389 | 0.200 | 36.000 | 17.000 | 19.000 |
| 4 | 25.986 | | 5.310 | 0.446 | 44.000 | 16.000 | 28.000 |
| 5 | 81.690 | Z | 69.114 | 5.800 | 350.000 | 28.000 | 322.000 |
| 6 | 89.219 | | 62.463 | 5.242 | 350.000 | 25.000 | 325.000 |
| 7 | 63.120 | | 11.185 | 0.939 | 100.000 | 23.000 | 77.000 |
| 8 | 71.239 | | 14.871 | 1.243 | 133.000 | 28.000 | 105.000 |
| 9 | 89.331 | | 20.749 | 1.741 | 208.000 | 42.000 | 166.000 |
| 10 | 97.444 | | 24.075 | 2.020 | 200.000 | 17.000 | 183.000 |
| 11 | 139.225 | | 39.023 | 3.275 | 300.000 | 50.000 | 250.000 |
| 12 | 150.958 | Z | 34.843 | 2.928 | 250.000 | 50.000 | 200.000 |
| 13 | 9.970 | | 3.403 | 0.286 | 20.000 | 2.000 | 18.000 |
| 14 | 16.333 | | 8.830 | 0.781 | 77.000 | 4.000 | 73.000 |
| 15 | 13.143 | | 8.210 | 0.689 | 62.000 | 3.000 | 59.000 |
| 16 | 15.556 | Z | 12.045 | 1.035 | 80.000 | 6.000 | 74.000 |
| 17 | 21.127 | | 12.986 | 1.069 | 74.000 | 5.000 | 69.000 |
| 18 | 12.986 | | 10.514 | 0.882 | 60.000 | 1.000 | 59.000 |
| 19 | 26.645 | | 14.162 | 1.186 | 75.000 | 4.000 | 71.000 |
| 20 | 12.394 | | 9.932 | 0.833 | 55.000 | 2.000 | 53.000 |
| 21 | 43.458 | | 18.277 | 1.538 | 76.000 | 3.000 | 73.000 |
| 22 | 1.230 | | 1.266 | 0.106 | 3.000 | 0.0 | 3.000 |
| 23 | 23.669 | | 1.230 | 0.103 | 43.000 | 37.000 | 6.000 |
| 24 | 335.451 | | 46.005 | 3.811 | 510.000 | 280.000 | 230.000 |
| 25 | 480.704 | | 19.280 | 1.613 | 545.000 | 400.000 | 145.000 |
| 26 | 345.620 | | 13.750 | 1.157 | 380.000 | 313.000 | 67.000 |

195

A continuación se pidió al ordenador la matriz completa de coeficientes de correlación de cada una de las 26 variables medidas en los fonocardiogramas con todas las demás (338 coeficientes de correlación distintos). Sin medios automáticos, esta exhaustiva relación de coeficientes habría sido imposible de calcular. Se sabía que la gran mayoría de estos coeficientes no iba a superar una prueba de significación. Sin embargo, en esta investigación automática (sección 4.5.4), cabía esperar buenas relaciones entre parejas de variables que de antemano era difícil o imposible sospechar. Con la máquina pudimos encontrar veintiuna parejas de variables con coeficientes de correlación iguales o mayores que 0,500 que se han encuadrado en la matriz total que se presenta en las dos páginas siguientes, y que nos autorizan a acudir a las correspondientes ecuaciones de regresión. Al estar relacionadas estas parejas de variables con buenos coeficientes de correlación, las ecuaciones de regresión que de ellas se obtengan representarán verdaderas leyes experimentales que rigen las variaciones de una de ellas en función de la otra.

197

OW 1
 1.000 0.037 0.041 0.274 -0.018 0.299 0.242 0.239 0.080 0.309
 0.032 0.014 0.041 0.274 -0.018 0.299 0.242 0.239 0.080 0.309

OW 2
 -0.037 1.000 -0.194 20.209 -0.539 -0.582 -0.068 -0.072 -0.050 0.005
 -0.044 0.094 0.016 -0.059 -0.222 0.028 0.153 -0.015 0.125 0.026
 0.093 -0.062 -0.298 20.119 0.170 0.044

OW 3
 -0.709 -0.194 1.000 0.554 0.120 0.106 -0.151 -0.181 -0.088 -0.085
 -0.052 -0.132 -0.069 0.124 0.070 -0.126 -0.192 -0.140 -0.047 -0.231
 -0.060 0.064 0.081 0.216 0.078 0.012

OW 4
 -0.915 0.209 0.554 1.000 -0.003 -0.015 -0.078 -0.118 -0.066 -0.003
 0.007 0.025 -0.059 -0.274 -0.012 -0.317 -0.143 -0.238 0.006 -0.247
 0.001 -0.124 -0.009 20.177 0.165 0.047

OW 5
 -0.075 -0.539 0.120 -0.003 1.000 0.813 -0.108 -0.035 0.022 -0.025
 0.019 -0.103 -0.095 0.014 0.366 -0.199 -0.296 -0.138 -0.222 -0.185
 -0.228 -0.049 0.147 -0.014 -0.139 0.078

OW 6
 -0.064 -0.582 0.106 -0.015 0.813 1.000 -0.101 0.023 -0.032 -0.056
 -0.082 -0.102 -0.084 0.128 0.199 -0.155 -0.264 -0.060 -0.160 -0.103
 -0.160 0.034 0.226 -0.086 -0.170 0.025

OW 7
 0.044 -0.068 -0.151 -0.078 -0.108 -0.101 1.000 0.343 0.414 0.258
 0.330 0.265 0.200 -0.061 -0.220 -0.122 -0.074 -0.062 -0.046 0.046
 -0.047 -0.044 -0.097 0.010 0.012 -0.029

OW 8
 0.119 -0.072 -0.181 -0.118 -0.035 0.023 0.343 1.000 0.230 0.307
 0.270 0.236 0.074 0.026 -0.089 0.029 0.072 0.095 0.028 0.100
 0.104 0.041 0.038 20.024 0.054 0.082

OW 9
 0.111 -0.050 -0.088 -0.066 0.022 -0.032 0.414 0.230 1.000 0.276
 0.325 0.186 0.101 0.129 -0.058 0.023 0.066 0.100 0.056 0.158
 0.068 0.002 0.013 -0.050 -0.031 -0.051

OW 10
 0.049 0.005 -0.085 -0.003 -0.025 -0.056 0.258 0.307 0.276 1.000
 0.311 0.374 -0.007 0.045 -0.125 -0.035 0.031 0.026 0.110 0.120
 0.081 0.039 -0.096 0.079 0.039 -0.018

OW 11
 0.032 -0.044 -0.053 0.007 0.019 -0.082 0.330 0.270 0.325 0.311
 1.000 0.517 -0.017 -0.043 -0.030 -0.120 0.127 -0.046 0.153 0.047
 0.123 -0.098 0.124 0.102 0.019 0.089

OW 12
 0.014 0.094 -0.133 0.025 -0.103 -0.102 0.265 0.236 0.186 0.374
 0.517 1.000 0.155 0.005 -0.021 -0.043 0.096 0.069 0.078 0.103
 0.090 -0.088 0.139 0.020 -0.024 -0.008

OW 13
 0.041 0.016 -0.069 -0.059 -0.095 -0.084 0.200 0.074 0.101 -0.007
 -0.017 0.155 1.000 0.175 0.047 0.220 0.192 0.266 0.095 0.096
 0.104 0.021 -0.014 -0.017 0.036 0.018

198

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|--------|--------|--------|-------|--------|-------|-------|-------|
| 0.274 | -0.059 | -0.184 | -0.274 | 0.014 | 0.128 | -0.061 | 0.026 | 0.129 | 0.054 |
| -0.043 | 0.005 | 0.175 | 1.000 | 0.348 | 0.683 | 0.354 | 0.750 | 0.250 | 0.670 |
| 0.224 | 0.030 | 0.103 | -0.011 | -0.139 | 0.205 | | | | |

ROW 15

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|-------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|--------|
| -0.018 | -0.222 | 0.079 | -0.012 | 0.366 | 0.499 | -0.220 | -0.089 | -0.058 | -0.125 |
| -0.030 | -0.021 | 0.047 | 0.348 | 1.000 | 0.091 | 0.317 | 0.183 | 0.253 | 0.198 |
| 0.309 | 0.056 | 0.223 | 0.037 | -0.041 | 0.123 | | | | |

ROW 16

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|--------|
| 0.299 | 0.028 | -0.126 | -0.317 | -0.199 | -0.155 | -0.122 | 0.029 | 0.023 | -0.035 |
| -0.120 | -0.043 | 0.220 | 0.683 | 0.091 | 1.000 | 0.485 | 0.795 | 0.325 | 0.550 |
| 0.341 | 0.035 | -0.015 | -0.073 | -0.105 | 0.050 | | | | |

ROW 17

| | | | | | | | | | |
|-------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|
| 0.242 | 0.153 | -0.193 | -0.143 | -0.296 | -0.264 | -0.074 | 0.072 | 0.066 | 0.031 |
| 0.127 | 0.096 | 0.192 | 0.354 | 0.317 | 0.485 | 1.000 | 0.504 | 0.675 | 0.478 |
| 0.754 | -0.011 | 0.030 | 0.021 | 0.040 | 0.114 | | | | |

ROW 18

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|
| 0.239 | -0.015 | -0.140 | -0.238 | -0.138 | -0.060 | -0.062 | 0.095 | 0.100 | 0.026 |
| -0.046 | 0.069 | 0.266 | 0.750 | 0.183 | 0.795 | 0.504 | 1.000 | 0.373 | 0.716 |
| 0.412 | 0.010 | 0.082 | -0.000 | -0.094 | 0.113 | | | | |

ROW 19

| | | | | | | | | | |
|-------|-------|--------|-------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|
| 0.080 | 0.125 | -0.047 | 0.006 | -0.222 | -0.160 | -0.046 | 0.028 | 0.056 | 0.110 |
| 0.153 | 0.078 | 0.095 | 0.250 | 0.253 | 0.325 | 0.675 | 0.373 | 1.000 | 0.423 |
| 0.782 | 0.011 | 0.059 | 0.067 | 0.135 | 0.111 | | | | |

ROW 20

| | | | | | | | | | |
|-------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|-------|
| 0.309 | 0.026 | -0.231 | -0.247 | -0.185 | -0.103 | 0.046 | 0.100 | 0.158 | 0.120 |
| 0.047 | 0.103 | 0.096 | 0.670 | 0.198 | 0.552 | 0.478 | 0.716 | 0.423 | 1.000 |
| 0.452 | -0.028 | 0.026 | -0.068 | -0.134 | 0.014 | | | | |

ROW 21

| | | | | | | | | | |
|-------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|
| 0.082 | 0.093 | -0.060 | 0.001 | -0.228 | -0.160 | -0.047 | 0.104 | 0.068 | 0.081 |
| 0.123 | 0.090 | 0.104 | 0.224 | 0.309 | 0.341 | 0.754 | 0.412 | 0.782 | 0.452 |
| 1.000 | -0.026 | -0.009 | 0.057 | 0.110 | 0.092 | | | | |

ROW 22

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|-------|--------|--------|-------|--------|-------|-------|--------|
| 0.095 | -0.062 | 0.064 | -0.124 | -0.049 | 0.034 | -0.044 | 0.041 | 0.002 | 0.039 |
| -0.098 | -0.088 | 0.021 | 0.030 | 0.056 | 0.035 | -0.011 | 0.010 | 0.011 | -0.028 |
| -0.026 | 1.000 | 0.077 | 0.135 | 0.169 | 0.049 | | | | |

ROW 23

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|-------|-------|--------|
| -0.017 | -0.298 | 0.081 | -0.009 | 0.147 | 0.226 | -0.097 | 0.038 | 0.013 | -0.096 |
| 0.124 | 0.139 | -0.014 | 0.103 | 0.223 | -0.015 | 0.030 | 0.082 | 0.059 | 0.026 |
| -0.009 | 0.077 | 1.000 | 0.306 | 0.182 | 0.335 | | | | |

ROW 24

| | | | | | | | | | |
|--------|-------|--------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|
| -0.190 | 0.119 | 0.216 | 0.177 | -0.014 | -0.086 | 0.010 | 0.024 | -0.050 | 0.079 |
| 0.102 | 0.020 | -0.017 | -0.011 | 0.037 | -0.073 | 0.021 | -0.000 | 0.067 | -0.068 |
| 0.057 | 0.135 | 0.306 | 1.000 | 0.629 | 0.653 | | | | |

ROW 25

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|-------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|
| -0.135 | 0.170 | 0.078 | 0.165 | -0.139 | -0.170 | 0.012 | 0.054 | -0.031 | 0.039 |
| 0.019 | -0.024 | 0.036 | -0.139 | -0.041 | -0.105 | 0.040 | -0.094 | 0.135 | -0.134 |
| 0.110 | 0.169 | 0.182 | 0.629 | 1.000 | 0.532 | | | | |

ROW 26

| | | | | | | | | | |
|--------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|-------|--------|--------|
| -0.029 | 0.044 | 0.012 | 0.047 | 0.078 | 0.025 | -0.029 | 0.082 | -0.051 | -0.018 |
| 0.089 | -0.008 | 0.018 | 0.203 | 0.123 | 0.050 | 0.114 | 0.113 | 0.111 | 0.014 |
| 0.092 | 0.049 | 0.335 | 0.653 | 0.532 | 1.000 | | | | |

A la vista de los coeficientes de correlación significativos y seleccionados en la matriz anterior (recuadrados), pudimos pedir al ordenador las correspondientes ecuaciones de regresión que ligan las variaciones de una de las variables del fonocardiograma, en función de la otra con ella bien relacionada. Como fueron 21 las parejas de variables con correlación mayor de 0,500 obtuvimos, también de modo automático, 21 ecuaciones de regresión o leyes experimentales que nos dan el valor medio que tomará una de las variables en función del valor que toma la otra.

Esta colección de ecuaciones se presenta en las páginas siguientes, cada una de ellas en tres páginas, con la descripción, los cálculos del ordenador, la ecuación definitiva (corregidas las unidades si hubiera lugar) y la gráfica correspondiente.

Todas estas leyes experimentales ayudarán, sin duda, a un conocimiento más profundo del fonocardiograma del recién nacido y, tal como dijimos anteriormente, aunque algunas de ellas no reflejen de momento un interés práctico, pueden cobrar su importancia al analizar en una investigación futura la evolución o modificación de los valores de la ecuación en el estudio de FCG no normales, en situaciones patológicas o, simplemente, en el análisis longitudinal de los procesos de adaptación del niño.

Como sabemos, estas ecuaciones de regresión permiten, sin necesidad de medición alguna, estimar el valor medio que tomará la primera de las variables que en ellas figuran, en función del valor que se conozca para la otra.

200

ECUACION DE REGRESION 1

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = -0,709$) entre las variables 1 y 3, correspondientes a

- 1.- Frecuencia cardíaca en inspiración.
- 3.- Distancia del punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG al punto de máxima amplitud en el segundo tono.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 1, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 3.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

201

MORE REGRESSION

?* YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

?* 1,3

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

?* NO

SPECIAL OPTIONS

?* NO

| | |
|-------------------------------|-----------|
| INTERCEPT..... | 232.71014 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | -4.87689 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.41044 |
| COMPUTED T-VALUE..... | -11.88195 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | -0.70859 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 11.64159 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 9.00202 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 19133.7427 | 19133.7427 | 141.181 |
| RESIDUAL | 140 | 18973.7220 | 135.5266 | |
| TOTAL | 141 | 38107.4648 | | |

ENTER YOUR OPTION

?* EN

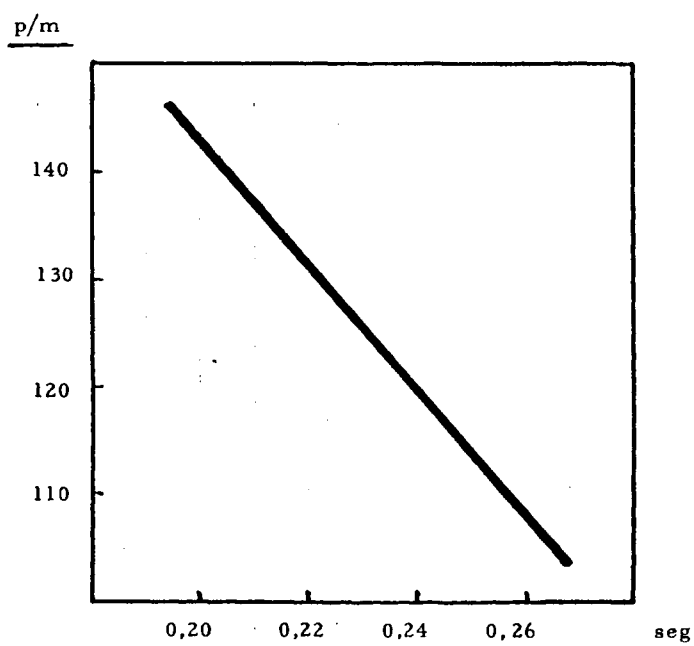
202

(Y) FRECUENCIA CARDIACA EN INSPIRACION

(X) DISTANCIA PRIMER TONO A SEGUNDO TONO

$$[\text{FREC. INSP.}] = - 487,7 [\text{DIST. I-II}] + 232,7$$

$$r = - 0,709$$



ECUACION DE REGRESION 2

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = -0,915$) entre las variables 1 y 4, correspondientes a

- 1.- Frecuencia cardíaca en inspiración.
- 4.- Distancia del punto de máxima amplitud en el segundo tono del FCG al punto de máxima amplitud en el primer tono siguiente.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 1, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 4.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

204

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 1,4

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|-----------|
| INTERCEPT..... | 202.82671 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | -2.83283 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.10554 |
| COMPUTED T-VALUE..... | -26.84026 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | -0.91503 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 6.65510 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 2.90244 |

| Z | | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | |
|---------------------|------|---|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 31906.8062 | 31906.8062 | 720.400 |
| RESIDUAL | 140 | 6200.6586 | 44.2904 | |
| TOTAL | 141 | 38107.4648 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

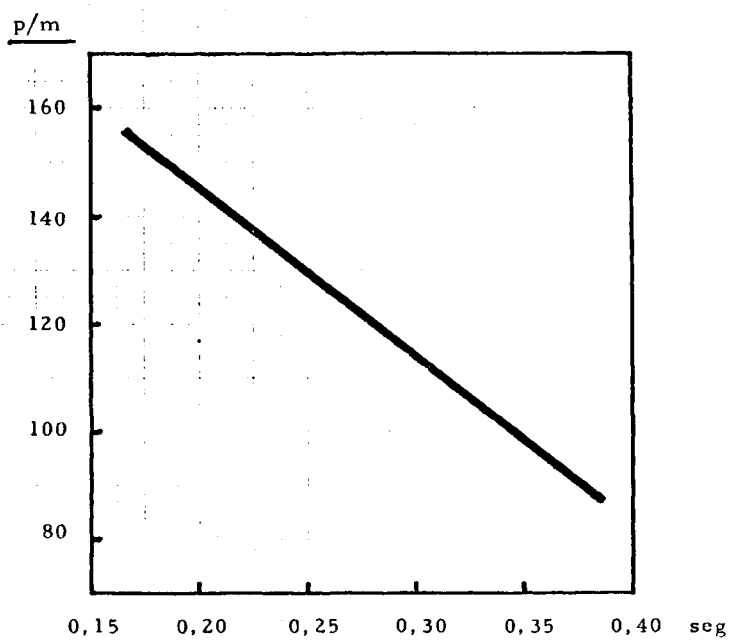
205

(Y) FRECUENCIA CARDIACA EN INSPIRACION

(X) DISTANCIA SEGUNDO TONO A PRIMER TONO

$$[\text{FREC. INSP.}] = - 283,29 [\text{DIST. II-I}] + 202,87$$

$$r = - 0,915$$



ECUACION DE REGRESION 3

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = -0,539$) entre las variables 2 y 5, correspondientes a

- 2.- Distancia del punto R del ECG al punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG.
- 5.- Frecuencia del fono 1 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 2, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 5.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

207

ORE REGRESSION
* YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
* 2,5

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
* NO

SPECIAL OPTIONS
* NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 5.47050 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | -0.01067 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.00141 |
| COMPUTED T-VALUE..... | -7.57116 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | -0.53898 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.15694 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.15063 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 2 | 76.7272 | 76.7272 | 57.322 |
| RESIDUAL | 140 | 187.3925 | 1.3385 | |
| TOTAL | 141 | 264.1197 | | |

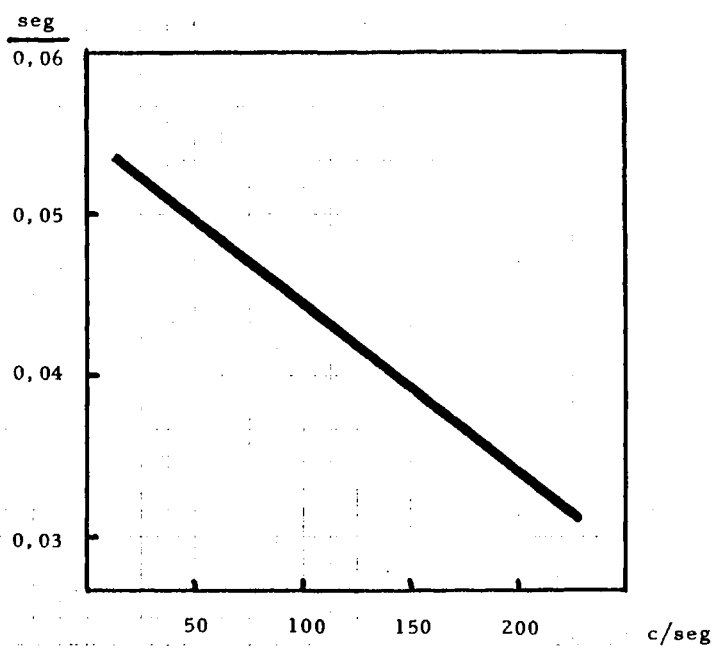
ENTER YOUR OPTION
* EN

(Y) DISTANCIA ECG - PRIMER TONO

(X) FRECUENCIA FONO 1 - PRIMER TONO

$$[\text{DIST. E - I}] = - 0,0001 [\text{FREC. F1 - I}] + 0,0547$$

$$r = -0,539$$



ECUACION DE REGRESION 4

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = -0,582$) entre las variables 2 y 6, correspondientes a

- 2.- Distancia del punto R del ECG al punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG.
- 6.- Frecuencia del fono 1 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 2, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 6.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

210

MORE REGRESSION

?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

?# 2,6

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

?# NO

SPECIAL OPTIONS

?# NO

INTERCEPT..... 5.73700

REGRESSION COEFFICIENT..... -0.01276

STD. ERROR OF REG. COEF..... 0.00151

COMPUTED T-VALUE..... -8.47575

CORRELATION COEFFICIENT..... -0.58234

STANDARD ERROR OF ESTIMATE... 1.11660

STD. ERROR OF INTERCEPT..... 0.16377

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 89.5679 | 89.5679 | 71.838 |
| RESIDUAL | 140 | 174.5519 | 1.2468 | |
| TOTAL | 141 | 264.1197 | | |

ENTER YOUR OPTION

?# EN

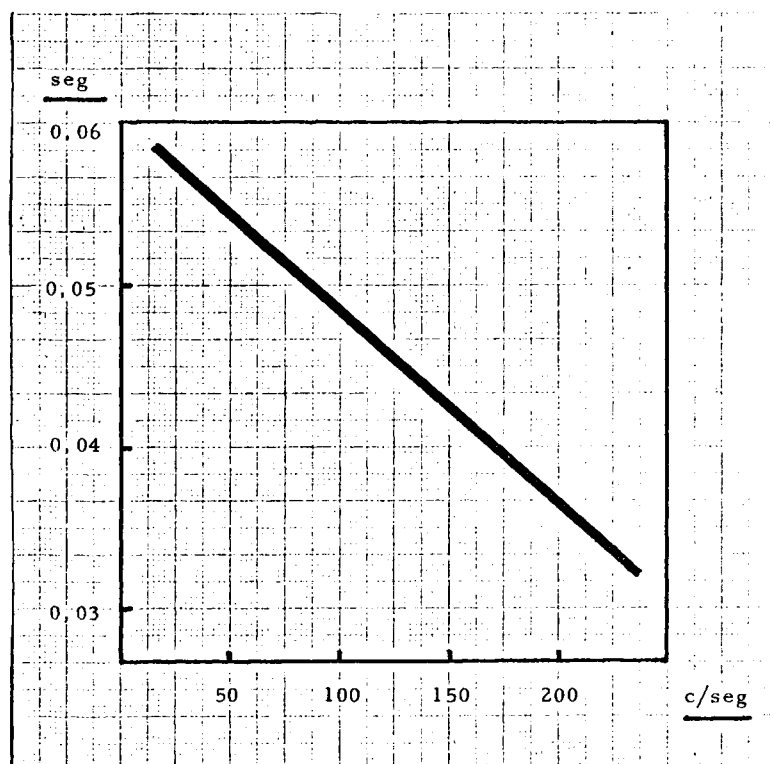
211

(Y) DISTANCIA ECG - PRIMER TONO

(X) FRECUENCIA FONO 1 - SEGUNDO TONO

$$[\text{DIST. E - I}] = - 0,0001 [\text{FREC. FI. - II}] + 0,057$$

$$r = -0,582$$



ECUACION DE REGRESION 5

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,554$) entre las variables 3 y 4, correspondientes a

- 3.- Distancia del punto de máxima amplitud en el primer tono del FCG al punto de máxima amplitud en el segundo tono.
- 4.- Distancia del punto de máxima amplitud en el segundo tono del FCG al punto de máxima amplitud en el primer tono siguiente.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 3, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 4.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

213

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 3,4

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 15.07933 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.24915 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.03165 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 7.87144 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.55389 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.99584 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.87043 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 246.8075 | 246.8075 | 61.960 |
| RESIDUAL | 140 | 557.6714 | 3.9834 | |
| TOTAL | 141 | 804.4789 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

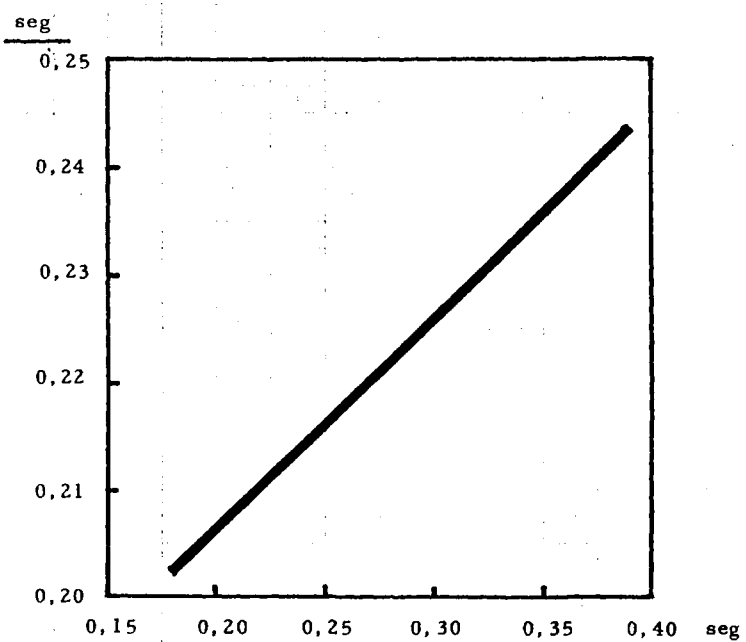
214

(Y) DISTANCIA PRIMER TONO - SEGUNDO TONO

(X) DISTANCIA SEGUNDO TONO - PRIMER TONO

$$\left[\text{DIST. I - II} \right] = 0,25 \left[\text{DIST. II - I} \right] + 0,15$$

$$r = 0,554$$



ECUACION DE REGRESION 6

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,813$) entre las variables 5 y 6, correspondientes a

- 5.- Frecuencia del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 6.- Frecuencia del fono 1 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 5, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 6.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

216

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 5,6

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 1.45341 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.89933 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.05448 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 16.50848 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.81279 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 40.40598 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 5.92624 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 444944.2286 | 444944.2286 | 272.530 |
| RESIDUAL | 140 | 228570.1376 | 1632.6438 | |
| TOTAL | 141 | 673514.3662 | | |

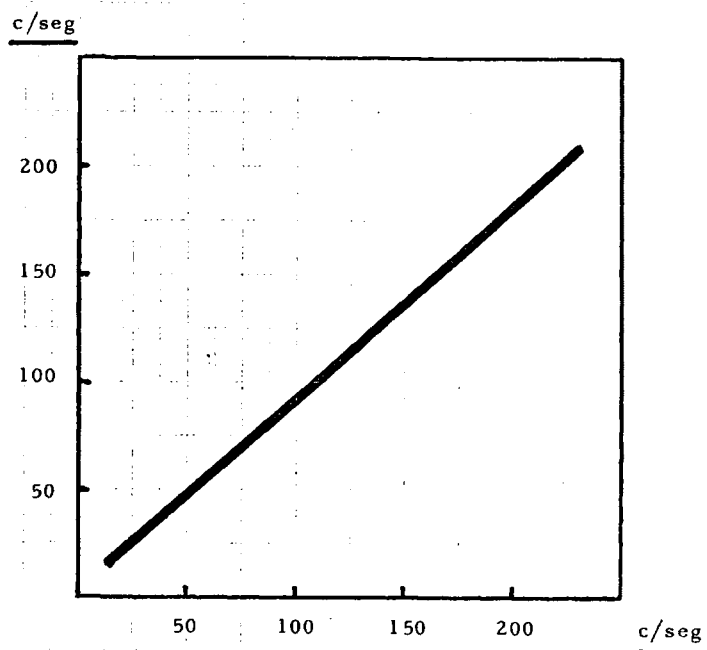
ENTER YOUR OPTION
?" EN

(Y) FRECUENCIA FONO 1 - PRIMER TONO

(X) FRECUENCIA FONO 1 - SEGUNDO TONO

$$[\text{FREC. F1 - I}] = 0,899 [\text{FREC. F1 - II}] + 1,45$$

$$r = 0,813$$



ECUACION DE REGRESION 7

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,500$) entre las variables 6 y 15, correspondientes a

- 6.- Frecuencia del fono 1 en el segundo tono cardíaco.
- 15.- Máxima amplitud del fono 1 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 6, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 15.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

219

MORE REGRESSION

?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

?# 6,15

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

?# NO

SPECIAL OPTIONS

?# NO

INTERCEPT..... 39.25687
REGRESSION COEFFICIENT..... 3.79996

STD. ERROR OF REG. COEF..... 0.55707
COMPUTED T-VALUE..... 6.82133

CORRELATION COEFFICIENT..... 0.49945
STANDARD ERROR OF ESTIMATE... 54.30725

STD. ERROR OF INTERCEPT..... 8.62636

| Z | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | F VALUE |
|---------------------|---|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 137233.3231 | 137233.3231 | 46.531 |
| RESIDUAL | 140 | 412898.9093 | 2949.2779 | |
| TOTAL | 141 | 550132.2324 | | |

ENTER YOUR OPTION

?# EN

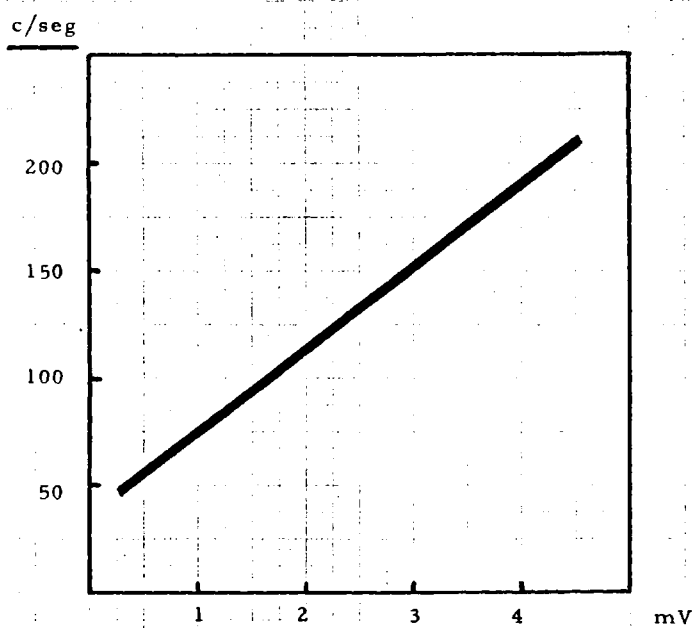
220

(Y) FRECUENCIA FONO 1 - SEGUNDO TONO

(X) , ALTURA FONO 1 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{FREC. F1 - II} \right] = 38 \left[\text{ALT. F 1 - II} \right] + 39,25$$

$$r = 0,500$$



ECUACION DE REGRESION 8

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,517$) entre las variables 11 y 12, correspondientes a

- 11.- Frecuencia del fono 4 en el primer tono cardíaco.
- 12.- Frecuencia del fono 4 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 11, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 12.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

222

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 11,12

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 51.73916 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.57954 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.08100 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 7.15513 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.51746 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 33.51102 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 12.54629 |

| Z ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | | F VALUE |
|---|------|----------------|-------------|--|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 57492.4034 | 57492.4034 | | 51.196 |
| RESIDUAL | 140 | 157218.3853 | 1122.9885 | | |
| TOTAL | 141 | 214710.7887 | | | |

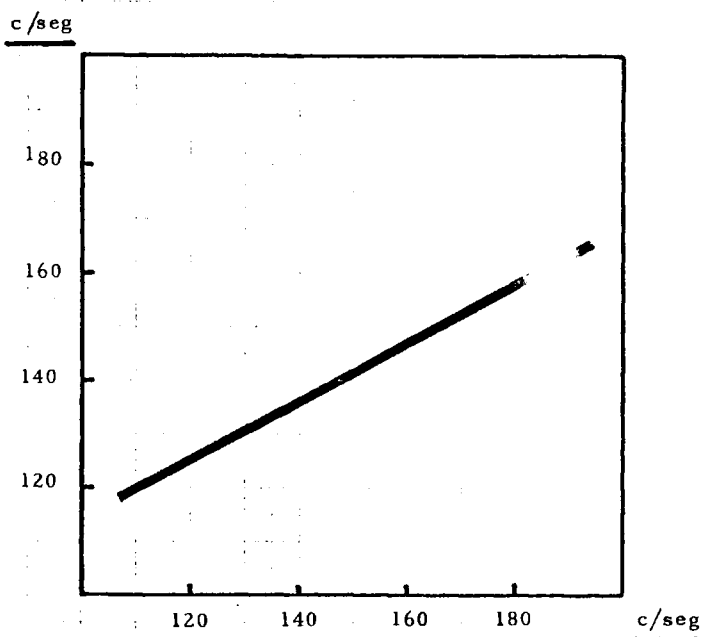
ENTER YOUR OPTION
?" EN

(Y) FRECUENCIA FON0 4 - PRIMER TONO

(X) FRECUENCIA FON0 4 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{FREC. F4 - I} \right] = 0,58 \left[\text{FREC. F4 - II} \right] + 51,74$$

$$r = 0,517$$



ECUACION DE REGRESION 9

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,683$) entre las variables 14 y 16, correspondientes a

- 14.- Máxima amplitud del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 16.- Máxima amplitud del fono 2 en el primer tono cardíaco

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 14, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 16.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

225

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THEZDEPENDENT AND INDEPENDENTZVARIABLES
?" 14,16

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" ZNO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 4.43942 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.46558 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.04213 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 11.05093 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.68257 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 6.47619 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 1.20609 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 5122.0219 | 5122.0219 | 122.124 |
| RESIDUAL | 140 | 5871.7527 | 41.9411 | |
| TOTAL | 141 | 10993.7746 | | |

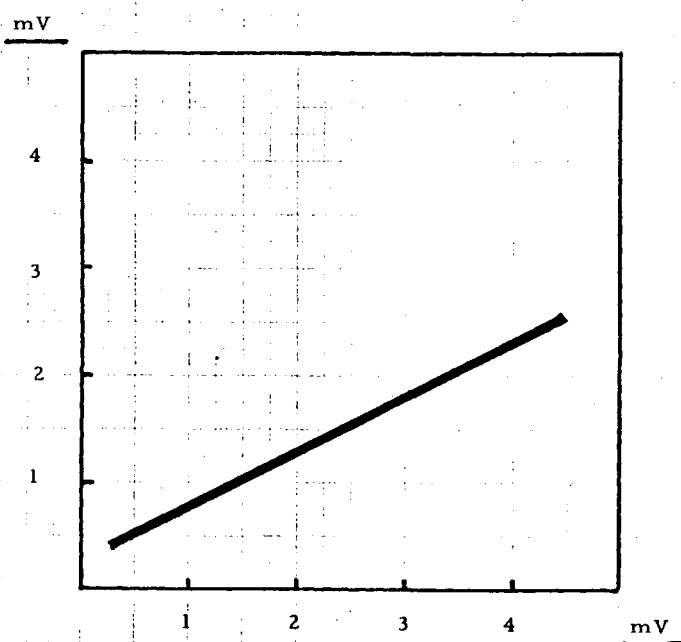
ENTER YOUR OPTION
?" EN

(Y) , ALTURA FONO 1 - PRIMER TONO

(X) , ALTURA FONO 2 - PRIMER TONO

$$\left[\text{ALT. F1} - 1 \right] = 0,465 \left[\text{ALT. F2} - 1 \right] + 0,44$$

$$r = 0,683$$



ECUACION DE REGRESION 10

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,750$) entre las variables 14 y 18, correspondientes a

- 14.- Máxima amplitud del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 18.- Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 14, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 18.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

228

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 14,18 ~

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 3.75299 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.62970 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.04696 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 13.40870 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.74981 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 5.86326 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 1.05972 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 6180.8873 | 6180.8873 | 179.793 |
| RESIDUAL | 140 | 4812.8874 | 34.3778 | |
| TOTAL | 141 | 10993.7746 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

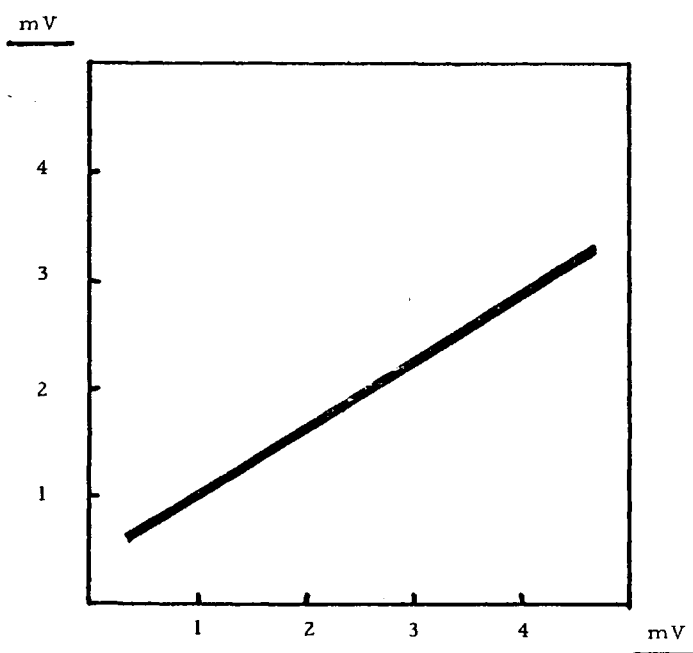
229

(Y) ALTURA FONDO 1 - PRIMER TONO

(X) ALTURA FONDO 3 - PRIMER TONO

$$\left[\text{ALT. F1} - 1 \right] = 0.63 \left[\text{ALT. F3} - 1 \right] + 0.38$$

$$r = 0.750$$



ECUACION DE REGRESION 11

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,670$) entre las variables 14 y 20, correspondientes a

- 14.- Máxima amplitud del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 20.- Máxima amplitud del fono 4 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 14, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 20.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

231

MORE REGRESSION

? YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

? 14, 20

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

? NO

SPECIAL OPTIONS

? NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 8.95281 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.59585 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.05577 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 10.68427 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.67019 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 6.57696 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.88454 |

| Z ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 21 | 4937.8741 | 4937.8741 | 114.154 |
| RESIDUAL | 140 | 6055.9005 | 43.2564 | |
| TOTAL | 141 | 10993.7746 | | |

ENTER YOUR OPTION

? EN

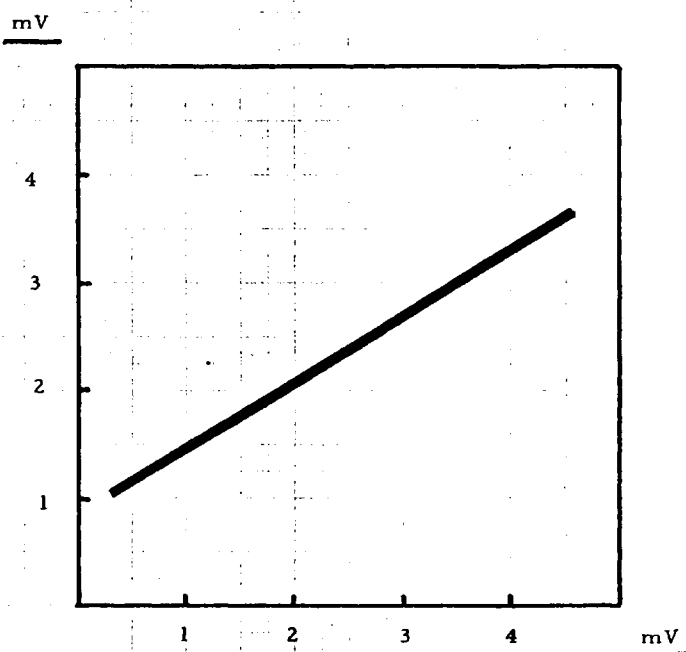
232

(Y) ALTURA FONO 1 - PRIMER TONO

(X) , ALTURA FONO 4 - PRIMER TONO

$$[\text{ALT. F1} - 1] = 0,596 [\text{ALT. F4} - 1] + 0,9$$

$$r = 0,676$$



ECUACION DE REGRESION 12

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,795$) entre las variables 16 y 18, correspondientes a

- 16.- Máxima amplitud del fono 2 en el primer tono cardíaco.
- 18.- Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 16, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 18.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

234

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?#216,18

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

INTERCEPT..... 5.99976
REGRESSION COEFFICIENT..... 0.97852

STD. ERROR OF REG. COEF..... 0.06315
COMPUTED T-VALUE..... 15.49452

CORRELATION COEFFICIENT..... 0.79477
STANDARD ERROR OF ESTIMATE... 7.88471

STD. ERROR OF INTERCEPT..... 1.42508

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|-------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | 2D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 14925.4469 | 14925.4469 | 240.080 |
| RESIDUAL | 140 | 8703.6024 | 62.1686 | |
| TOTAL | 141 | 23629.0493 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

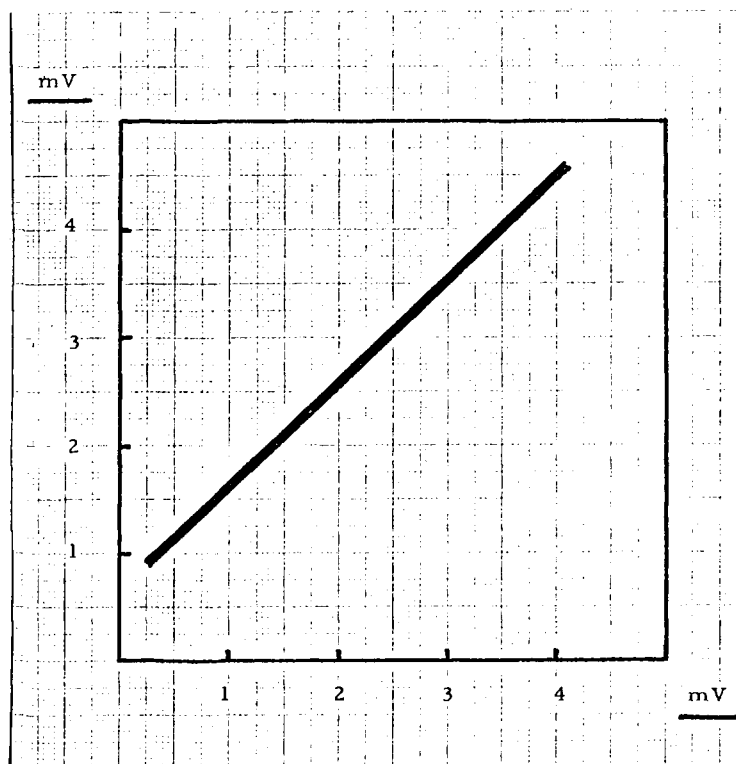
235

(Y) ALTURA FONO 2 - PRIMER TONO

(X) ALTURA FONO 3 - PRIMER TONO

$$[\text{ALT. F 2 - 1}] = 0,98 [\text{ALT. F 3}] + 0,61$$

$$r = 0,795$$



ECUACION DE REGRESION 13

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,552$) entre las variables 16 y 20, correspondientes a

- 16.- Máxima amplitud del fono 2 en el primer tono cardíaco.
- 20.- Máxima amplitud del fono 4 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 16, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 20.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

237

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 16,20

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 16.63494 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.71979 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.09184 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 7.83743 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.55223 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 10.83094 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 1.45666 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | | |
|---|---------------------|------|----------------|-------------|---------|
| Z | SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| | DUE TO REGRESSION | 1 | 7205.7541 | 7205.7541 | 61.425 |
| | ZRESIDUAL | 140 | 16423.2952 | 117.3093 | |
| | TOTAL | 141 | 23629.0493 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

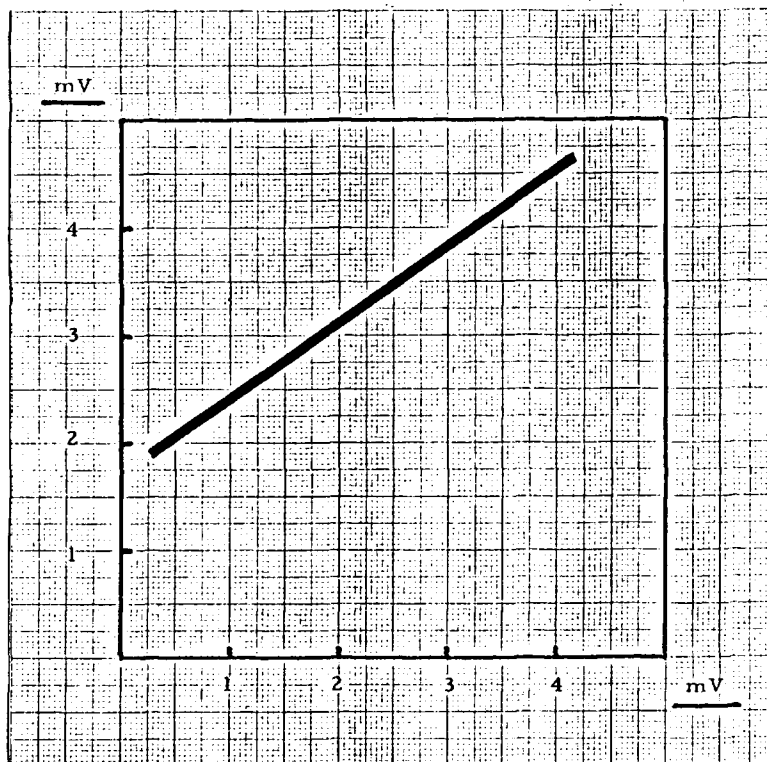
238

(Y) ALTURA FONO 2 - PRIMER TONO

(X) ALTURA FONO 4 - PRIMER TONO

$$\left[\text{ALT. F 2 - I} \right] = 0.72 \left[\text{ALT. F 4 - I} \right] + 1.66$$

$$r = 0.552$$



ECUACION DE REGRESION 14

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,504$) entre las variables 17 y 18, correspondientes a

- 17.- Máxima amplitud del fono 2 en el segundo tono cardíaco.
- 18.- Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 17, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 18.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

240

MORE REGRESSION

?* YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

?* 17,18

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

?* NO

SPECIAL OPTIONS

?* NO

INTERCEPT..... 11.69612

REGRESSION COEFFICIENT..... 0.62197

STD. ERROR OF REG. COEF..... 0.09012

COMPUTED T-VALUE..... 6.90126

CORRELATION COEFFICIENT..... 0.50383

STANDARD ERROR OF ESTIMATE... 11.25216

STD. ERROR OF INTERCEPT..... 2.03372

| Z | Z | Z | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | F VALUE |
|---|---------------------|------|---|-------------|--------|---------|
| | SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | | |
| | DUE TO REGRESSION | 1 | 6030.1585 | 6030.1585 | 47.627 | |
| | RESIDUAL | 140 | 17725.5598 | 126.6111 | | |
| Z | TOTAL | 141 | 23755.7183 | | | |

ENTER YOUR OPTION

?* EN

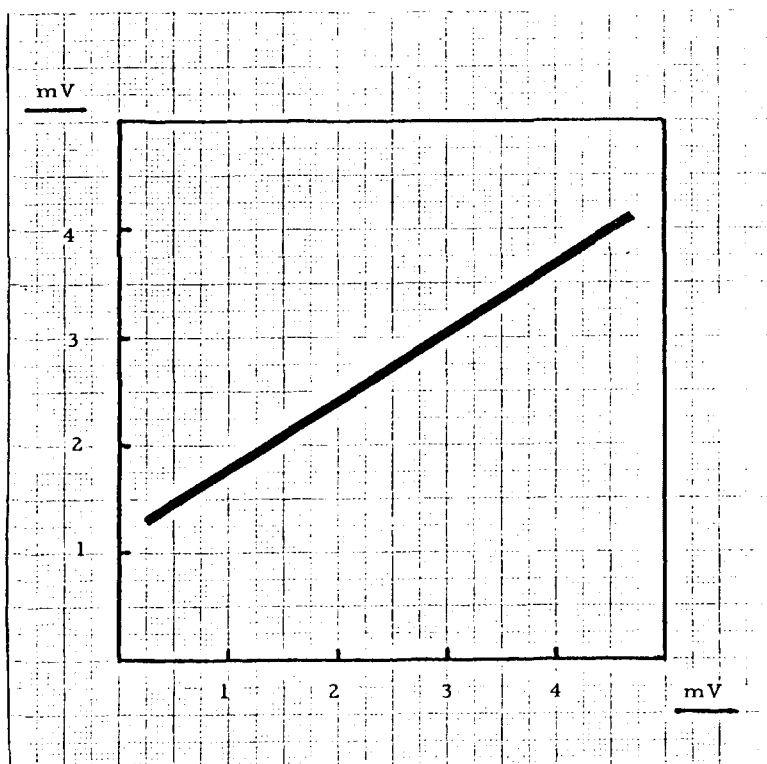
241

(Y) ALTURA FONO 2 - SEGUNDO TONO

(X) ALTURA FONO 3 - PRIMER TONO

$$\left[\text{ALT. F 2 - II} \right] = 0,62 \left[\text{ALT. F3 - I} \right] + 1,17$$

$$r = 0,504$$



242

ECUACION DE REGRESION 15

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,675$) entre las variables 17 y 19, correspondientes a

17.- Máxima amplitud del fono 2 en el segundo tono cardíaco

19.- Máxima amplitud del fono 3 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 17, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 19.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

243

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 17,19

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 7.51716 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.61872 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.05715 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 10.82711 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.67508 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 9.61007 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 1.73314 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|-------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | SD.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 10826.2449 | 10826.2449 | 117.226 |
| RESIDUAL | 2 140 | 12929.4734 | 92.3534 | |
| TOTAL | 141 | 23755.7183 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

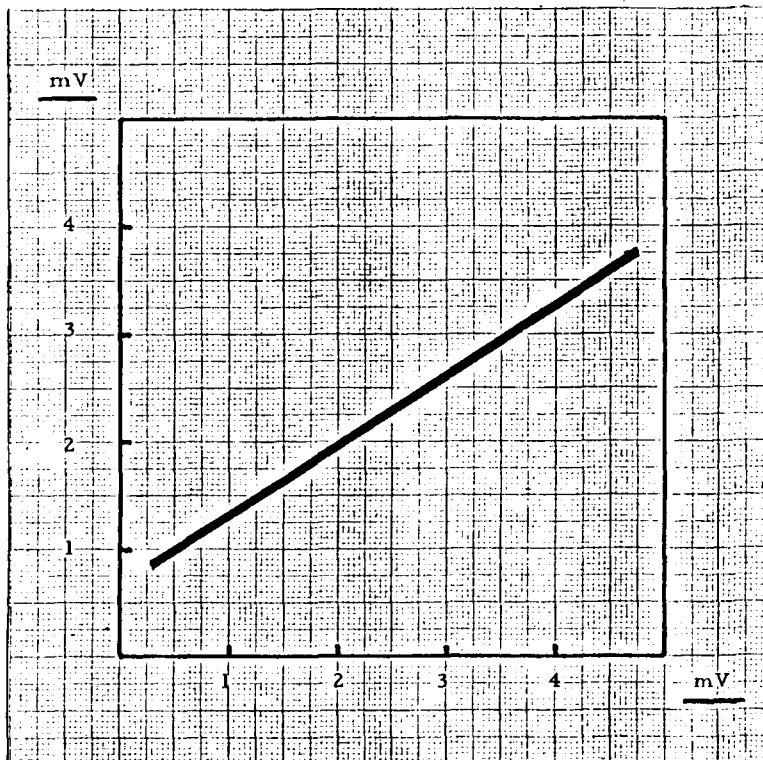
244

(Y) ALTURA FONO 2 - SEGUNDO TONO

(X)' ALTURA FONO 3 - SEGUNDO TONO

$$[\text{ALT. F2} - \text{II}] = 0,619 [\text{ALT. F3} - \text{II}] + 0,75$$

$$r = 0,675$$



245

ECUACION DE REGRESION 16

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,754$) entre las variables 17 y 21, correspondientes a

- 17.- Máxima amplitud del fono 2 en el segundo tono cardíaco.
- 21.- Máxima amplitud del fono 4 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 17, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 21.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

246

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT ANDZINDEPENDENT VARIABLES
?" 17,21

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 10.00988 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.60180 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.04426 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 13.59776 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.75439 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 8.55086 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 1.26203 |

| Z | | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | F VALUE |
|---------------------|------|---|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | Z 1Z | 13519.3050 | 13519.3050 | 184.899 |
| RESIDUAL Z | 140 | 10236.4133 | 73.1172 | |
| TOTAL | 141 | 23755.7183 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

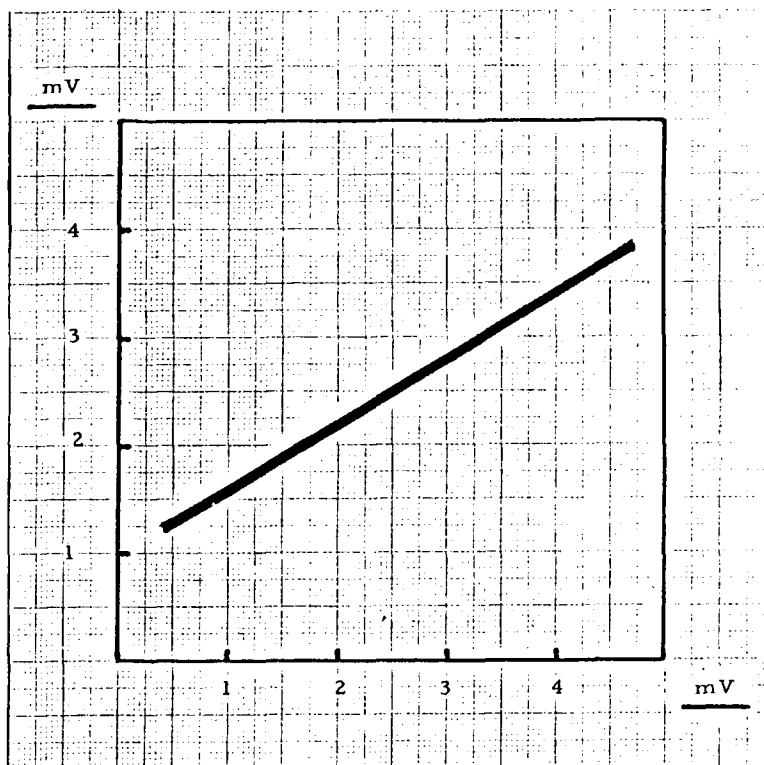
247

(Y) ALTURA FONO 2 - SEGUNDO TONO

(X) ALTURA FONO 4 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{ALT. F 2 - II} \right] = 0,60 \left[\text{ALT. F4 - II} \right] + 1,001$$

$$r = 0,754$$



ECUACION DE REGRESION 17

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,716$) entre las variables 18 y 20, correspondientes a

- 18.- Máxima amplitud del fono 3 en el primer tono cardíaco.
- 20.- Máxima amplitud del fono 4 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 18, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 20.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

249

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 18,20

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" ZNO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 10.58511 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.75847 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.06242 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 12.15068 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.71643 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 7.36158 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.99006 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 8000.9793 | 8000.9793 | 147.639 |
| RESIDUAL | 140 | 7586.9925 | 54.1928 | |
| TOTAL | 141 | 15587.9718 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

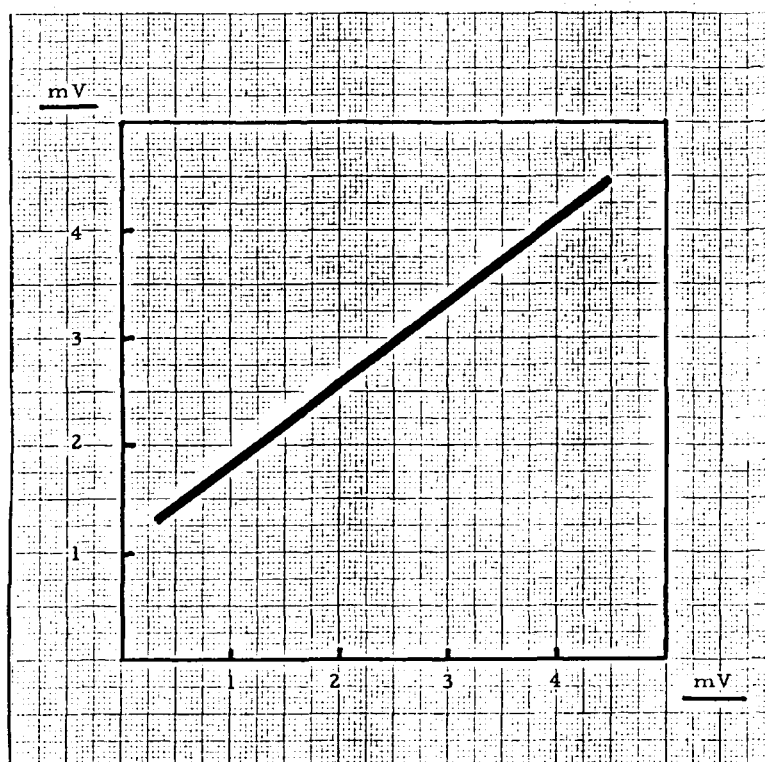
250

(Y) ALTURA FONO 3 - PRIMER TONO

(X) ' ALTURA FONO 4 - PRIMER TONO

$$[\text{ALT. F3} - 1] = 0,76 [\text{ALT. F4} - 1] + 1,06$$

$$r = 0,716$$



ECUACION DE REGRESION 18

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,782$) entre las variables 19 y 21, correspondientes a

- 19.- Máxima amplitud del fono 3 en el segundo tono cardíaco.
- 21.- Máxima amplitud del fono 4 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitiría estimar el valor medio que tomará la variable 19, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 21.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

262

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 19,21

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 10.88112 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.68054 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.04586 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 14.83893 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.78187 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 8.86086 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 1.30778 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| Z SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| Z DUE TO REGRESSION | 12 | 17288.5031 | 17288.5031 | 220.194 |
| Z RESIDUAL | 140 | 10992.0884 | 78.5149 | |
| TOTAL | 141 | 28280.5915 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

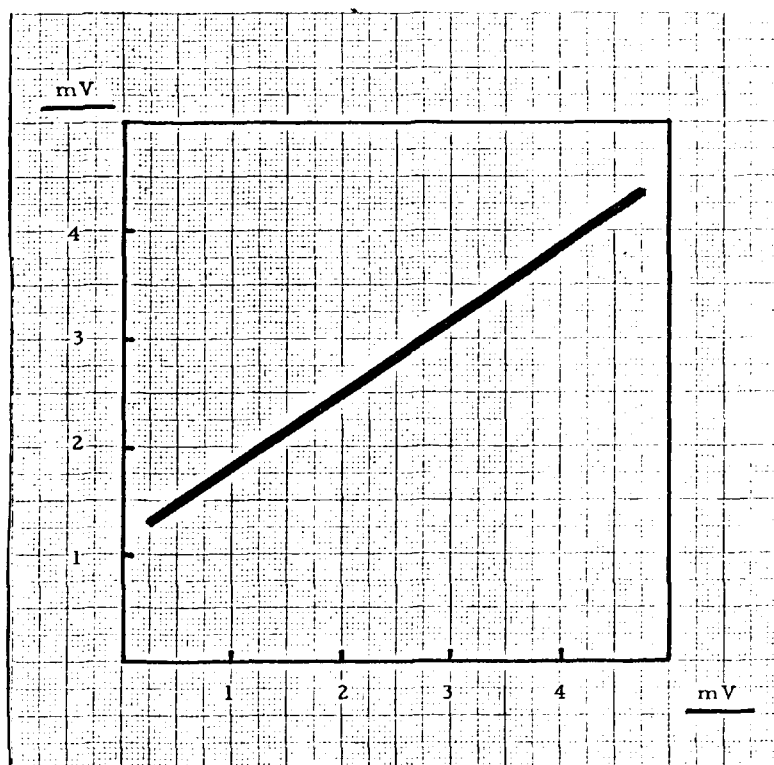
253

(Y) ALTURA FONO 3 - SEGUNDO TONO

(X) ALTURA FONO 4 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{ALT. F3} - \text{II} \right] = 0,68 \left[\text{ALT. F4} - \text{II} \right] + 1,09$$

$$r = 0,782$$



254

ECUACION DE REGRESION 19

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,629$) entre las variables 24 y 25, correspondientes a

24.- Peso del recién nacido.

25.- Talla del recién nacido.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 24, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 25.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

255

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 24,25

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|-------------------------------|------------|
| INTERCEPT..... | -399.82100 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.50146 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.15674 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 9.57945 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.62924 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 35.88287 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 76.81419 |

| Z | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | |
|---------------------|---|----------------|-------------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE |
| DUE TO REGRESSION | Z 1 | 118155.8513 | 118155.8513 |
| RESIDUAL | 140 | 180261.3036 | 1287.5807 |
| TOTAL | 141 | 298417.1549 | |

F VALUE
91.766

ENTER YOUR OPTION
?# EN

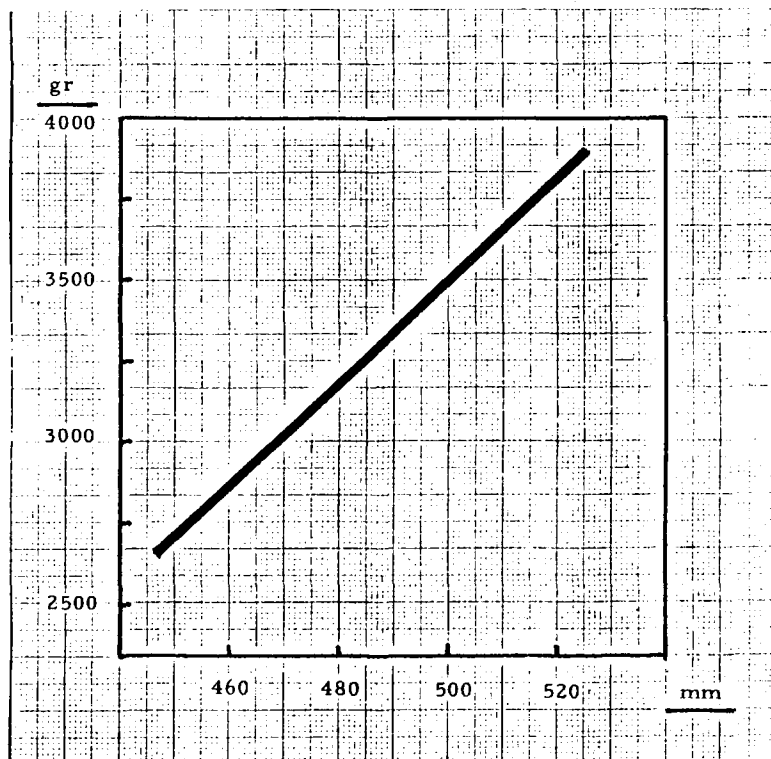
256

(Y) PESO

(X) TALLA

$$[\text{ PESO }] = 15,01 [\text{ TALLA }] - 3998,2$$

$$r = 0,629$$



Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,653$) entre las variables 24 y 26, correspondientes a

- 24.- Peso del recién nacido
- 26.- Perímetro craneal del recién nacido.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 24, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 26.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

258

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT ZVARIABLES
?# 24,26

REGRESSION ZLINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|-------------------------------|------------|
| INTERCEPT..... | -417.32982 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 2.17806 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.21357 |
| COMPUTED T-VALUE..... Z | 10.19856 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.65288 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 34.97095 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 73.87076 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | F VALUE |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 127201.6246 | 127201.6246 | 104.011 |
| RESIDUAL | 140 | 171215.5303 | 1222.9681 | |
| Z TOTAL | 141 | 298417.1549 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

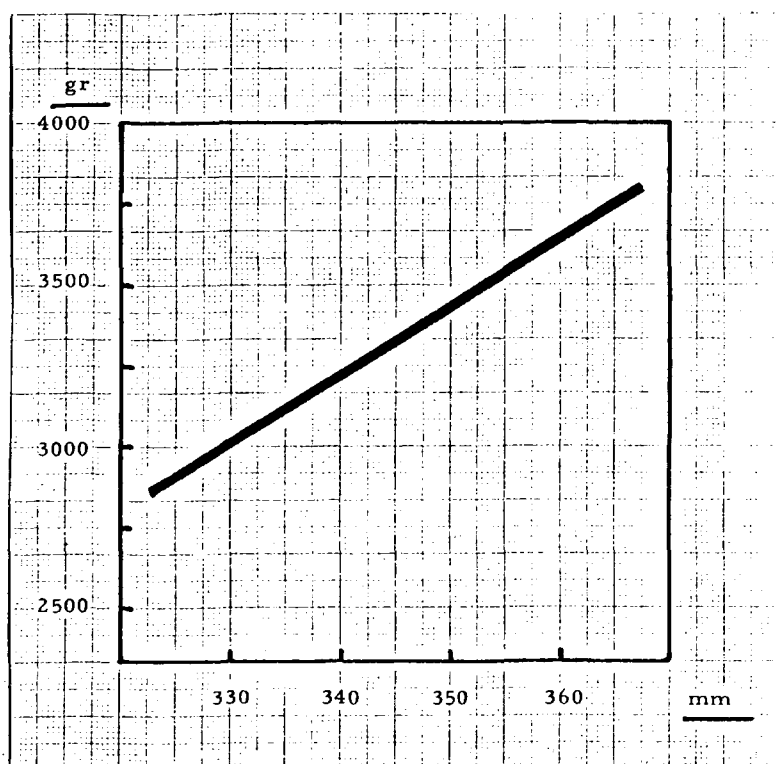
259

(y) PESO

(x) PERIMETRO CRANEAL

$$[\text{ PESO }] = 21,78 [\text{ PER. CRAN. }] - 4173,3$$

$$r = 0,653$$



ECUACION DE REGRESION 21

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,532$) entre las variables 25 y 26, correspondientes a

25.- Talla del recién nacido.

26.- Perímetro craneal del recién nacido.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 25, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 26.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

261

ANALYSIS
?# RE

NEW DATA
?# NO

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 25,26

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|-------------------------------|-----------|
| INTERCEPT..... | 232.60427 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.74388 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.10005 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 7.43532 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.53207 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 16.38249 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 34.60552 |

| 2 | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | F VALUE |
|---------------------|---|----------------|-------------|--|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 14837.4722 | 14837.4722 | | 55.284 |
| Z RESIDUAL | 140 | 37574.1052 | 268.3865 | | |
| TOTAL | 141 | 52411.5775 | | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

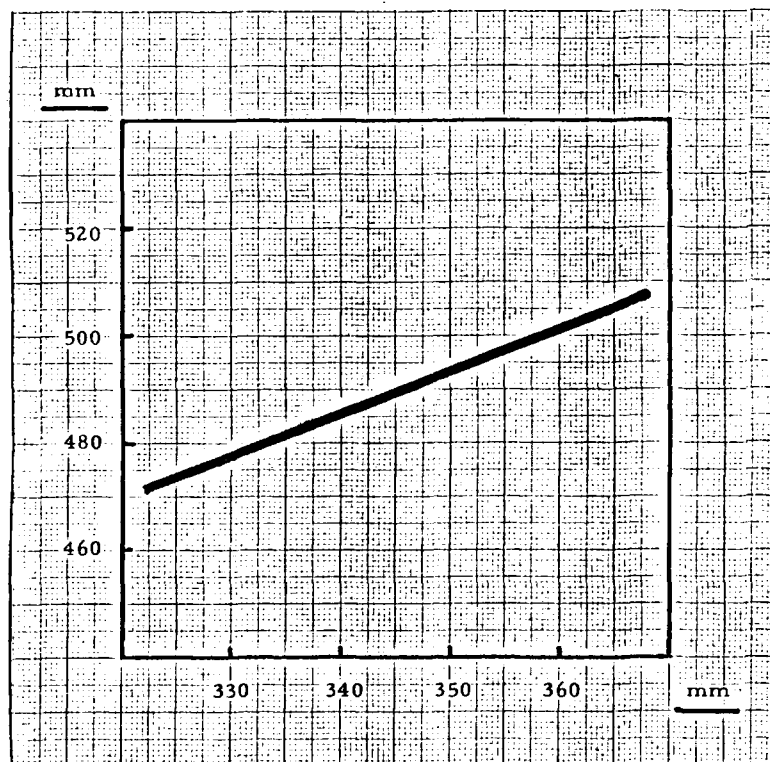
262

(Y) TALLA

(X)' PERIMETRO CRANEAL

$$[\text{TALLA}] = 0,744 [\text{PER. CRAN.}] + 232,6$$

$$r = 0,532$$



De la misma manera que se expuso de este apartado 6.2, se introdujo en el ordenador a continuación una nueva tabla de valores numéricos, correspondientes a 198 fonocardiogramas en que se midieron, en esta ocasión, las dieciséis variables numeradas en el apartado 4.3 del 27 al 42, ambos inclusive, y que fueron las siguientes:

| | | |
|----|---|----------|
| 1 | Anchura del fono 1 en el primer tono cardíaco | seg |
| 2 | Número de picos del fono 1 en el primer tono cardíaco | nº picos |
| 3 | Anchura del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 4 | Número de picos del fono 1 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |
| 5 | Anchura del fono 2 en el primer tono cardíaco | seg |
| 6 | Número de picos del fono 2 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 7 | Anchura del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 8 | Número de picos del fono 2 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |
| 9 | Anchura del fono 3 en el primer tono cardíaco | seg |
| 10 | Número de picos del fono 3 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 11 | Anchura del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 12 | Número de picos del fono 3 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |
| 13 | Anchura del fono 4 en el primer tono cardíaco | seg |
| 14 | Número de picos del fono 4 en el primer tono cardíaco..... | nº picos |
| 15 | Anchura del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | seg |
| 16 | Número de picos del fono 4 en el segundo tono cardíaco..... | nº picos |

Las variables impares fueron multiplicadas por cien para su posterior codificación, por lo que las anchuras de los tonos cardíacos quedaron expresadas en centésimas de segundo. A la hora de deshacer esta corrección, después de los cálculos del ordenador, será preciso, si queremos expresarlas en segundos, dividir el resultado por cien. La adaptación de las unidades en las ecuaciones de regresión que siguen, algo más complicada, ha sido convenientemente efectuada.

De esta forma, la segunda tabla numérica que se introdujo en el ordenador fue la siguiente:

265

ROWS, COLUMNS
? 198, 16

NOW, ENTER EACH ROW

? 9,7,7,10,9,12,7,12,5,9,6,11,5,11,5,14
? 12,9,7,5,10,10,6,6,9,13,4,8,7,20,5,20
? 5,23,5,16,9,7,6,6,5,8,5,9,5,15,5,11
? 9,6,7,7,9,10,6,7,7,13,4,8,6,20,4,10
? 8,6,7,9,8,8,8,11,6,13,7,11,6,30,6,13
? 9,8,6,6,9,12,5,7,8,12,5,11,5,12,5,19
? 5,4,5,6,5,7,4,7,5,8,4,7,4,7,4,9
? 7,11,5,12,9,9,6,7,7,7,7,8,5,10,4,7
? 9,12,5,8,13,6,7,4,7,8,6,5,7,9,6,8
? 5,26,5,18,7,7,5,6,6,11,5,11,5,17,4,14
? 4,16,5,20,5,7,6,8,5,7,5,9,5,10,4,11
? 5,22,4,14,7,8,5,7,5,12,4,8,6,14,4,12
? 5,11,2,7,8,6,7,4,5,8,4,8,4,8,2,7
? 6,42,5,13,7,6,7,6,4,8,6,8,4,11,4,9
? 4,18,4,11,7,6,8,6,5,6,5,6,4,10,3,9
? 6,35,4,13,6,12,5,10,5,12,5,13,4,22,4,14
? 4,11,3,15,7,6,7,9,6,10,4,9,5,11,5,15
? 5,30,4,22,6,4,4,5,5,10,4,7,5,13,4,16
? 7,20,4,10,9,12,6,6,7,12,5,6,6,13,4,10
? 5,28,5,23,6,6,5,7,6,10,5,7,5,11,4,15
? 7,4,4,3,8,9,3,4,6,13,5,7,4,9,3,10
? 4,7,3,8,5,7,3,4,5,8,4,5,4,9,3,9
? 3,2,4,5,3,4,5,6,4,5,5,7,3,4,4,10
? 7,15,5,14,9,8,6,8,7,8,6,11,4,9,5,11
? 6,10,4,9,5,7,5,7,6,10,4,7,4,6,3,6
? 5,6,4,11,7,9,5,8,5,7,5,8,4,7,3,6
? 5,21,4,17,7,7,5,7,6,7,4,7,5,14,4,7
? 4,8,4,10,5,6,6,7,5,8,4,6,4,7,4,11
? 4,12,4,14,6,9,5,8,5,9,5,8,5,13,4,12
? 5,8,4,9,5,5,6,7,5,6,5,9,2,5,4,9
? 4,12,4,15,5,6,5,5,5,10,4,7,5,12,3,10
? 7,42,4,19,8,8,6,9,8,13,5,7,5,12,4,7
? 5,30,3,16,7,6,4,6,6,8,5,8,4,11,3,8
? 5,13,5,14,6,6,5,7,5,6,5,7,4,8,4,9
? 5,23,4,28,5,7,5,8,5,10,5,9,4,12,3,8
? 4,12,5,13,4,5,5,7,3,4,4,7,2,2,3,7
? 4,23,4,22,6,7,4,5,5,8,5,9,4,11,3,11
? 5,13,4,9,7,8,4,6,5,7,4,7,4,9,4,5
? 6,4,3,5,7,9,5,8,5,9,4,7,4,15,3,10
? 8,8,5,6,8,12,5,8,6,10,5,8,4,10,3,9
? 8,7,7,6,8,8,7,8,8,9,6,11,5,12,4,10
? 6,6,5,8,7,8,6,10,6,12,6,12,4,12,4,12
? 6,4,4,4,5,6,5,5,5,6,4,7,4,11,3,8
? 8,7,3,7,6,11,5,11,4,12,5,12,4,14,5,15
? 7,10,5,8,9,12,8,13,8,13,7,18,5,17,6,24
? 11,11,7,8,10,12,6,10,8,11,5,10,5,17,4,16
? 6,4,7,6,6,7,5,7,5,7,4,7,4,17,3,15
? 8,8,7,9,8,9,8,11,6,9,6,10,5,7,5,15
? 10,9,7,6,10,11,5,6,6,11,3,6,4,19,3,9
? 9,7,4,5,9,9,4,7,7,12,4,9,4,9,4,11
? 7,8,7,8,6,9,6,8,5,14,5,9,4,14,4,10
? 8,9,7,8,7,10,6,9,6,11,5,11,4,13,5,15
? 10,10,7,9,9,11,6,11,6,16,5,10,5,16,4,14
? 8,9,7,9,6,9,7,12,5,9,5,11,4,13,4,11

? 7,9,5,7,7,9,5,7,5,9,4,7,5,11,3,9
 ? 10,10,7,7,8,11,5,6,6,10,4,7,3,7,3,6
 ? 9,11,7,11,8,11,6,10,5,11,5,11,5,13,4,14
 ? 9,10,5,5,8,11,4,6,6,9,4,9,4,9,3,7
 ? 8,7,6,6,6,7,5,8,6,9,5,8,5,10,4,11
 ? 8,8,5,8,7,9,5,9,5,9,5,13,5,15,4,13
 ? 9,9,7,8,9,12,6,8,7,12,4,7,5,11,4,11
 ? 7,8,5,7,7,10,6,8,6,10,5,8,5,11,3,9
 ? 8,7,6,6,8,9,5,8,5,7,5,8,4,9,4,9
 ? 8,7,7,9,7,10,5,9,6,11,5,10,4,13,4,14
 ? 10,8,8,9,8,11,8,14,7,16,6,17,5,14,4,16
 ? 9,8,8,7,6,9,6,8,5,8,4,7,5,11,3,9
 ? 8,7,7,8,7,10,6,9,6,10,5,9,4,12,3,13
 ? 8,8,6,7,8,10,6,8,7,13,6,14,3,9,4,12
 ? 10,7,6,7,9,12,6,8,7,15,5,11,4,10,4,10
 ? 8,8,6,9,7,11,6,11,6,11,6,11,5,13,4,14
 ? 8,6,6,6,7,10,5,7,6,8,4,8,4,11,13,10
 ? 8,7,6,7,8,12,6,8,7,13,6,9,6,14,4,12
 ? 8,7,6,8,8,10,6,11,6,13,6,13,16,16,5,15
 ? 9,8,6,7,8,11,5,8,5,12,4,7,4,12,3,13
 ? 9,8,7,8,8,12,7,10,6,10,6,10,5,16,4,15
 ? 9,10,7,9,8,12,7,10,7,10,6,10,3,14,4,13
 ? 9,8,7,7,8,10,7,8,6,11,5,11,4,11,4,13
 ? 9,9,7,8,8,12,7,11,7,15,5,12,6,18,5,14
 ? 9,9,8,6,8,11,5,6,6,10,4,7,5,8,3,7
 ? 10,12,7,6,9,13,4,6,8,18,4,11,7,24,3,11
 ? 10,8,7,6,9,10,4,5,7,13,4,7,4,10,3,9
 ? 9,11,7,7,8,13,7,10,7,15,5,9,6,17,4,8
 ? 9,10,6,10,7,10,6,10,6,11,5,12,5,12,5,15
 ? 9,11,8,13,8,12,8,16,8,15,8,21,7,27,7,31
 ? 10,10,6,8,8,11,5,7,6,12,4,8,5,15,3,12
 ? 9,8,7,7,8,11,6,8,7,14,5,9,5,21,4,15
 ? 9,8,8,6,8,11,5,8,7,12,5,11,4,14,4,10
 ? 8,8,5,5,6,9,5,7,5,10,5,9,5,14,4,13
 ? 8,9,7,7,8,9,6,8,7,12,5,9,4,11,3,9
 ? 9,9,6,6,9,11,6,6,6,11,4,9,5,15,4,12
 ? 9,8,6,6,9,11,6,7,7,11,5,9,5,11,4,9
 ? 9,10,7,8,9,10,6,10,5,10,5,10,4,11,4,13
 ? 9,9,8,7,8,10,8,8,15,5,17,3,8,3,12
 ? 8,8,7,9,7,9,6,9,5,12,5,11,5,11,5,13
 ? 10,11,6,6,9,10,6,6,7,11,5,8,6,19,3,8
 ? 11,11,9,9,11,12,8,11,7,16,6,13,4,11,4,15
 ? 8,6,7,6,7,10,7,8,6,11,4,10,4,10,3,10
 ? 9,10,6,8,8,11,5,9,5,14,5,11,4,14,4,15
 ? 6,18,5,18,10,12,7,13,7,13,5,8,5,15,4,10
 ? 3,9,4,16,8,16,6,10,5,12,5,9,5,13,4,12
 ? 6,15,4,13,7,8,9,11,7,14,7,13,6,15,6,17
 ? 5,17,4,14,8,8,6,7,6,8,5,10,5,15,4,16
 ? 5,13,5,14,6,9,5,9,6,10,5,11,6,15,5,13
 ? 10,37,4,14,6,9,6,6,11,17,4,6,9,30,5,15
 ? 6,22,4,14,6,7,6,8,7,13,5,10,6,14,4,9
 ? 5,20,4,15,8,8,5,6,6,7,4,6,6,17,4,14
 ? 4,15,3,10,6,8,4,6,5,9,5,6,2,6,3,8
 ? 3,8,4,11,6,8,5,5,10,4,7,3,8,3,7
 ? 4,19,4,18,6,8,4,5,6,10,5,8,4,12,3,9
 ? 4,21,4,18,5,6,5,6,6,10,5,11,4,15,4,15
 ? 4,11,2,5,5,5,2,4,6,6,4,5,5,8,4,6
 ? 6,8,4,6,6,10,4,8,7,13,5,15,5,14,5,18

? 8,8,5,7,9,11,6,8,7,12,5,12,4,11,4,11
 ? 5,17,4,17,7,9,5,6,7,15,4,8,5,15,4,13
 ? 4,4,4,8,9,8,5,5,5,6,4,6,3,4,3,7
 ? 6,17,3,7,9,7,3,5,6,9,4,7,3,8,3,7
 ? 4,15,5,18,5,7,6,9,5,9,6,10,4,14,4,10
 ? 4,11,4,14,5,6,6,7,5,9,4,6,3,7,2,5
 ? 5,11,3,10,5,6,4,5,5,7,4,8,4,9,3,8
 ? 6,4,5,5,5,6,4,9,7,11,6,12,6,15,5,20
 ? 9,9,6,8,9,13,6,10,8,17,5,11,7,17,4,13
 ? 9,6,6,6,8,9,6,6,6,12,4,10,5,10,3,11
 ? 6,5,4,4,6,10,4,6,5,10,5,7,5,19,3,9
 ? 4,9,5,7,4,7,8,7,4,7,5,6,4,9,3,6
 ? 5,31,4,20,9,11,5,8,6,10,5,7,5,16,5,14
 ? 6,8,5,12,7,9,7,8,8,10,6,7,5,6,2,6
 ? 4,10,5,16,7,8,5,7,5,9,5,9,4,9,5,11
 ? 7,5,9,8,5,7,9,9,6,14,6,12,5,15,5,14
 ? 8,5,4,4,7,8,4,5,5,11,5,9,4,13,3,12
 ? 8,6,5,5,8,9,4,5,8,13,4,5,4,10,4,7
 ? 7,5,8,4,7,10,5,6,5,9,5,11,4,15,4,9
 ? 4,7,3,12,7,8,4,6,5,7,4,9,4,7,3,9
 ? 3,27,4,27,8,9,7,12,6,8,6,12,4,13,6,16
 ? 5,4,2,3,5,6,4,7,6,13,4,10,5,13,4,10
 ? 8,7,5,6,9,12,5,6,9,16,5,7,5,17,4,10
 ? 7,6,10,10,7,8,7,10,5,9,6,9,4,15,5,13
 ? 11,9,6,6,9,10,6,8,9,14,6,14,3,12,11,50
 ? 4,18,5,24,7,10,5,8,5,12,6,14,4,11,5,13
 ? 7,9,5,6,7,11,5,10,6,12,5,14,3,11,4,12
 ? 6,6,7,8,7,10,6,11,6,9,4,14,5,20,5,15
 ? 10,10,5,5,10,10,5,6,7,9,5,10,6,19,4,11
 ? 6,34,4,19,10,10,6,9,7,8,5,9,5,10,4,10
 ? 8,7,5,5,8,9,5,8,6,12,6,12,5,18,4,16
 ? 6,8,5,6,7,8,5,5,6,13,4,8,5,14,3,10
 ? 5,9,3,10,4,5,4,6,4,8,4,6,3,7,3,7
 ? 4,14,4,13,10,14,8,9,7,15,5,20,4,13,4,12
 ? 5,21,5,27,5,6,7,9,5,10,6,10,5,15,5,15
 ? 6,9,4,11,8,9,5,7,6,8,4,7,3,7,4,12
 ? 14,11,6,9,13,13,5,8,6,10,5,11,5,10,5,12
 ? 9,8,3,6,9,11,4,7,7,14,4,10,4,9,4,12
 ? 10,10,7,8,8,10,6,8,7,10,5,13,5,15,4,11
 ? 5,5,3,3,5,5,4,7,6,11,4,8,5,21,3,8
 ? 10,9,6,6,10,11,5,8,6,11,5,10,5,19,4,12
 ? 4,3,4,5,5,6,5,7,5,9,5,8,4,8,4,8
 ? 7,7,7,7,7,8,5,7,6,10,5,10,5,12,4,9
 ? 6,4,5,3,6,7,4,5,5,8,4,7,4,8,4,9
 ? 7,8,6,7,6,9,6,9,6,10,5,12,4,10,4,12
 ? 11,11,4,4,11,11,5,5,7,7,5,5,5,5,4,4
 ? 8,6,6,6,7,7,6,7,5,7,5,8,4,7,4,9
 ? 8,6,7,6,7,7,6,9,6,7,4,8,3,11,2,7
 ? 7,6,4,5,7,6,5,6,5,7,4,6,4,8,3,8
 ? 9,7,7,8,7,11,7,10,5,8,4,10,4,12,4,13
 ? 6,7,6,5,7,12,5,7,6,13,5,9,4,24,4,15
 ? 6,7,5,9,6,10,6,10,5,8,6,11,5,9,5,15
 ? 6,6,4,6,7,7,5,8,5,7,4,9,3,8,5,13
 ? 7,8,7,6,8,10,6,3,6,10,4,9,4,12,3,12
 ? 9,10,5,6,8,12,4,5,5,12,4,9,4,15,3,13
 ? 8,5,6,7,6,8,5,8,6,10,5,7,4,11,4,12
 ? 8,6,6,6,7,10,5,8,5,8,4,8,4,10,4,14
 ? 10,9,6,7,7,10,6,8,6,12,6,13,4,16,4,15

? 11,10,8,7,10,11,5,6,7,12,5,8,5,13,3,8
 ? 8,7,6,9,7,11,6,9,6,12,5,16,6,18,4,13
 ? 7,9,4,6,7,9,4,7,6,6,4,8,5,18,4,16
 ? 1,7,5,4,9,7,5,7,5,11,4,9,4,9,4,8
 ? 7,8,4,3,5,6,3,3,5,9,2,4,4,9,2,6
 ? 9,9,6,5,7,8,5,6,6,9,4,7,5,12,4,9
 ? 7,8,8,8,7,11,7,11,7,15,6,15,5,18,4,17
 ? 8,7,7,7,7,9,6,8,5,9,5,8,4,9,4,8
 ? 8,8,5,5,7,9,5,8,6,12,5,12,4,18,3,13
 ? 9,11,5,5,7,12,4,6,5,12,5,8,5,12,2,12
 ? 9,11,5,7,8,11,6,9,7,13,5,12,5,12,4,12
 ? 6,7,5,7,6,9,5,8,6,8,5,11,4,8,4,14
 ? 9,6,5,7,7,8,6,11,6,13,7,12,5,16,4,12
 ? 7,6,7,8,6,6,6,9,6,9,6,10,4,9,4,10
 ? 9,8,6,5,9,12,6,9,7,12,4,8,6,17,3,13
 ? 10,7,7,6,9,10,7,6,6,8,4,6,5,11,4,11
 ? 8,7,6,8,8,7,7,9,5,9,5,11,4,10,4,11
 ? 7,8,4,7,7,8,5,8,5,8,6,10,4,8,5,9
 ? 10,10,6,7,10,10,7,11,6,12,5,10,4,15,4,12
 ? 13,10,9,8,12,13,8,10,8,12,5,9,5,10,13,10
 ? 7,8,4,6,8,9,5,8,6,12,6,12,4,12,5,13
 ? 8,8,5,8,8,10,6,8,7,12,6,12,6,14,5,15
 ? 8,9,5,6,9,10,6,7,6,10,5,10,5,14,5,17
 ? 5,6,2,4,6,7,3,6,5,9,3,7,4,10,4,8
 ? 10,10,8,7,10,13,8,13,7,17,6,11,4,15,4,12
 ? 7,7,7,6,8,8,6,7,5,9,5,9,4,12,4,12
 ? 9,7,8,7,8,9,8,8,6,10,5,10,5,13,3,10
 ? 7,9,7,10,7,11,6,9,6,10,5,11,5,14,4,11

Del mismo modo que con la primera de las tablas, los primeros resultados que se pidieron en el programa de explotación estadística fueron la media aritmética, la desviación típica, el error estándar de la media, el valor máximo de cada variable, el valor mínimo y el rango.

Los valores obtenidos, suministrados por el ordenador, se recogen en la tabla que se expone en la página siguiente, con la numeración correlativa de variables correspondiente a la relación anterior, y con las unidades modificadas según se indicó.

Estos valores medios proporcionan los patrones de normalidad, y las desviaciones típicas nos dan los límites de alarma que en los apartados 6.1 y 6.3 se estudian.

Esta tabla de parámetros estadísticos de las anchuras y número de picos (positivos y negativos) de los dos tonos cardíacos en los diferentes fonos, es la siguiente:

| VAR | MEAN | STD.DEV | STD.ERR | MAXIMUM | MINIMUM | RANGE |
|-----|--------|---------|---------|---------|---------|--------|
| 1 | 7.177 | 2.183 | 0.155 | 14.000 | 1.000 | 13.000 |
| 2 | 10.702 | 6.860 | 0.487 | 42.000 | 2.000 | 40.000 |
| 3 | 5.404 | 1.541 | 0.109 | 10.000 | 2.000 | 8.000 |
| 4 | 9.101 | 4.803 | 0.341 | 28.000 | 3.000 | 25.000 |
| 5 | 7.409 | 1.618 | 0.115 | 13.000 | 3.000 | 10.000 |
| 6 | 9.121 | 2.181 | 0.155 | 16.000 | 4.000 | 12.000 |
| 7 | 5.586 | 1.213 | 0.086 | 9.000 | 2.000 | 7.000 |
| 8 | 7.793 | 2.063 | 0.147 | 16.000 | 3.000 | 13.000 |
| 9 | 5.995 | 1.092 | 0.078 | 11.000 | 3.000 | 8.000 |
| 10 | 10.475 | 2.638 | 0.188 | 18.000 | 4.000 | 14.000 |
| 11 | 4.879 | 0.840 | 0.060 | 8.000 | 2.000 | 6.000 |
| 12 | 9.404 | 2.711 | 0.193 | 21.000 | 4.000 | 17.000 |
| 13 | 4.596 | 1.258 | 0.089 | 16.000 | 2.000 | 14.000 |
| 14 | 12.525 | 4.364 | 0.310 | 30.000 | 2.000 | 28.000 |
| 15 | 4.030 | 1.325 | 0.094 | 13.000 | 2.000 | 11.000 |
| 16 | 11.616 | 4.437 | 0.315 | 50.000 | 4.000 | 46.000 |

270

A continuación, y de la misma forma que con la primera tabla, se pidió al ordenador la matriz completa de coeficientes de corelación de cada una de las 16 variables (anchuras y número de picos) medidas en los fonocardiogramas, con todas las demás (otros 128 coeficientes de correlación). Sin medios automáticos esta exhaustiva relación de coeficientes habría sido imposible de calcular. Se sabía que la gran mayoría de estos coeeficientes no iba a superar una prueba de significación estadística; sin embargo, en esta investigación automática (sección 4.5.4), cabía esperar otras buenas relaciones entre parejas de variables que de antemano era difícil o imposible sospechar. Con la máquina pudimos encontrar dieciocho parejas de variables con coeficientes de correlación iguales o mayores que 0,500 que se han encuadrado en la matriz total que se presenta en la página siguiente, y que nos autorizan a acudir a las correspondientes ecuaciones de regresión. Al estar relacionadas estas parejas de variables con buenos coeficientes de correlación, las ecuaciones de regresión que de ellas se obtengan representan verdaderas leyes experimentales que rigen las variaciones de una de ellas en función de la otra.

272

ROW 1
 1.000 -0.237 0.628 -0.464 0.625 0.599 0.242 0.236 0.499 0.440
 0.120 0.204 0.233 0.275 0.198 0.231

ROW 2
 -0.237 1.000 -0.282 0.738 0.022 -0.123 0.029 -0.049 0.099 0.011
 0.065 -0.072 0.118 0.156 0.033 0.014

ROW 3
 0.628 -0.282 1.000 -0.231 0.343 0.452 0.524 0.438 0.252 0.321
 0.269 0.318 0.119 0.247 0.188 0.217

ROW 4
 -0.464 0.738 -0.231 1.000 -0.152 -0.193 0.136 0.136 -0.089 -0.094
 0.198 0.040 0.044 0.025 0.077 0.062

ROW 5
 0.625 0.022 0.343 -0.152 1.000 0.629 0.281 0.162 0.518 0.347
 0.152 0.159 0.216 0.171 0.236 0.139

ROW 6
 0.599 -0.123 0.452 -0.193 0.629 1.000 0.255 0.431 0.441 0.577
 0.185 0.391 0.214 0.358 0.169 0.266

ROW 7
 0.242 0.029 0.524 0.136 0.281 0.255 1.000 0.631 0.247 0.249
 0.533 0.434 0.166 0.180 0.273 0.254

ROW 8
 0.236 -0.049 0.438 0.136 0.162 0.431 0.631 1.000 0.175 0.361
 0.592 0.664 0.183 0.312 0.335 0.439

ROW 9
 0.499 0.099 0.252 -0.089 0.518 0.441 0.247 0.175 1.000 0.610
 0.221 0.268 0.379 0.391 0.277 0.330

ROW 10
 0.440 0.011 0.321 -0.094 0.347 0.577 0.249 0.361 0.610 1.000
 0.239 0.476 0.341 0.538 0.137 0.366

ROW 11
 0.120 0.065 0.269 0.198 0.152 0.185 0.533 0.592 0.221 0.239
 1.000 0.581 0.189 0.211 0.336 0.399

ROW 12
 0.204 -0.072 0.318 0.040 0.159 0.391 0.434 0.664 0.268 0.476
 0.581 1.000 0.140 0.341 0.313 0.572

ROW 13
 0.233 0.118 0.119 0.044 0.216 0.214 0.166 0.183 0.379 0.341
 0.189 0.140 1.000 0.510 0.172 0.195

ROW 14
 0.275 0.156 0.247 0.025 0.171 0.358 0.180 0.312 0.391 0.538
 0.211 0.341 0.510 1.000 0.156 0.418

ROW 15
 0.198 0.033 0.188 0.077 0.236 0.169 0.273 0.335 0.277 0.137
 0.336 0.313 0.172 0.156 1.000 0.515

ROW 16
 0.231 0.014 0.217 0.062 0.139 0.266 0.254 0.439 0.330 0.366
 0.399 0.572 0.195 0.418 0.515 1.000

A la vista de los coeficientes de correlación significativos y seleccionados en la matriz anterior (recuadrados), pudimos pedir al ordenador las correspondientes ecuaciones de regresión que ligan las variaciones de una de las variables del fonocardiograma en función de la otra con ella bien relacionada. Como fueron 18 las parejas de variables con correlación mayor de 0,500 obtuvimos, también de modo automático, otras 18 ecuaciones de regresión o leyes experimentales que nos dan el valor medio que tomará una de las variables en función del valor que toma la otra.

Esta colección, numerada de 22 a 39, ambas inclusive, se presenta en las páginas siguientes, cada una de ellas, como antes, en tres páginas, con la descripción, los cálculos del ordenador, la ecuación definitiva (corregidas las unidades si hubiera lugar) y la gráfica correspondiente.

274

ECUACION DE REGRESION 22

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,628$) entre las variables 1 y 3, correspondientes a

- 1.- Anchura del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 3.- Anchura del fono 1 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 1, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 3.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

275

ANALYSIS

?* RE

NEW DATA

?* NO

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

?* 1,3

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

?* NO

SPECIAL OPTIONS

?* NO

INTERCEPT..... 2.37149

REGRESSION COEFFICIENT..... 0.88920

STD. ERROR OF REG. COEF..... 0.07879

COMPUTED T-VALUE..... 11.28581

CORRELATION COEFFICIENT..... 0.62760

STANDARD ERROR OF ESTIMATE... 1.70388

STD. ERROR OF INTERCEPT..... 0.44266

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 369.7818 | 369.7818 | 127.370 |
| RESIDUAL | 196 | 569.0313 | 2.9032 | |
| TOTAL | 197 | 938.8131 | | |

ENTER YOUR OPTION

?* EN

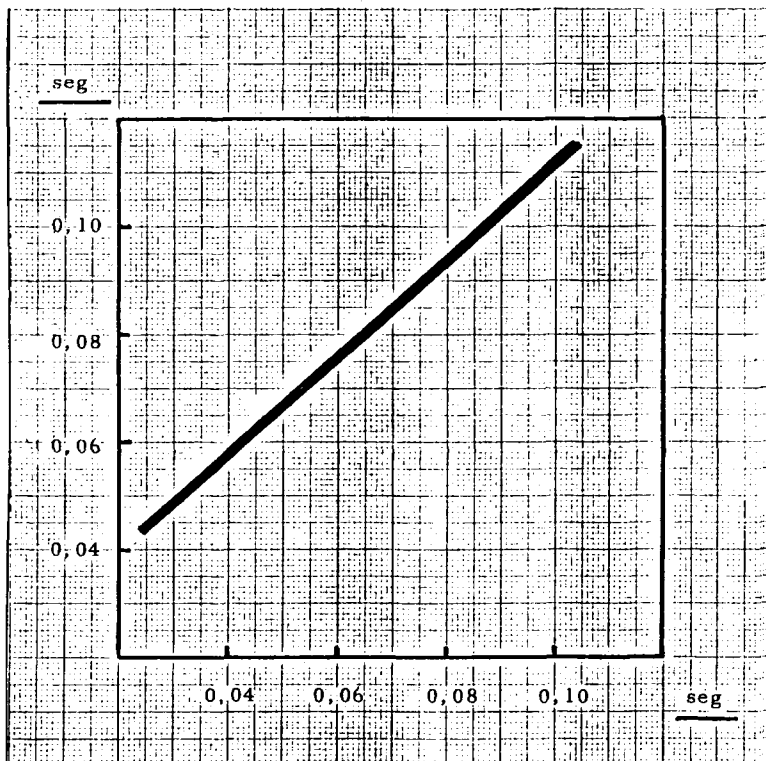
276

(y) ANCHURA FONO 1 - PRIMER TONO

(x) ANCHURA FONO 1 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{ANCH. F1 - I} \right] = 0,889 \left[\text{ANCH. F1 - II} \right] + 0,024$$

$$r = 0,628$$



ECUACION DE REGRESION 23

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,625$) entre las variables 1 y 5, correspondientes a

- 1.- Anchura del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 5.- Anchura del fono 2 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 1, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 5.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

218

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 1,5

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 0.93365 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.84263 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.07525 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 11.19773 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.62462 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.70912 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.57061 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|--|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 366.2756 | 366.2756 | 125.389 | |
| RESIDUAL | 196 | 572.5375 | 2.9211 | | |
| TOTAL | 197 | 938.8131 | | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

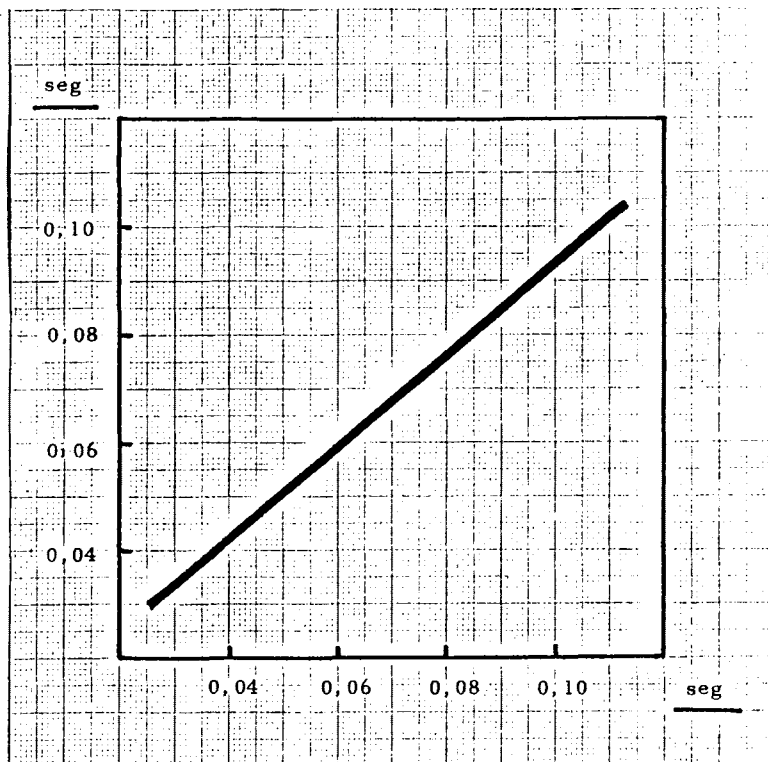
279

(Y) ANCHURA FONDO 1 - PRIMER TONO

(X) ANCHURA FONDO 2 - PRIMER TONO

$$\left[\text{ANCH. F1} - I \right] = 0,843 \left[\text{ANCH. F2} - I \right] + 0,009$$

$$r = 0,625$$



ECUACION DE REGRESION 24

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,599$) entre las variables 1 y 6, correspondientes a

- 1.- Anchura del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 6.- Número de picos del fono 2 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 1, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 6.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

281

MORE REGRESSION
?* YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?* 1,6

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?* NO

SPECIAL OPTIONS
?* NO

| | |
|--------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 1.70888 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.59947 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.05725 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 10.47050 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.59892 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE.... | 1.75263 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.53687 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 336.7566 | 336.7566 | 109.631 |
| RESIDUAL | 196 | 602.0565 | 3.0717 | |
| TOTAL | 197 | 938.8131 | | |

ENTER YOUR OPTION
?* EN

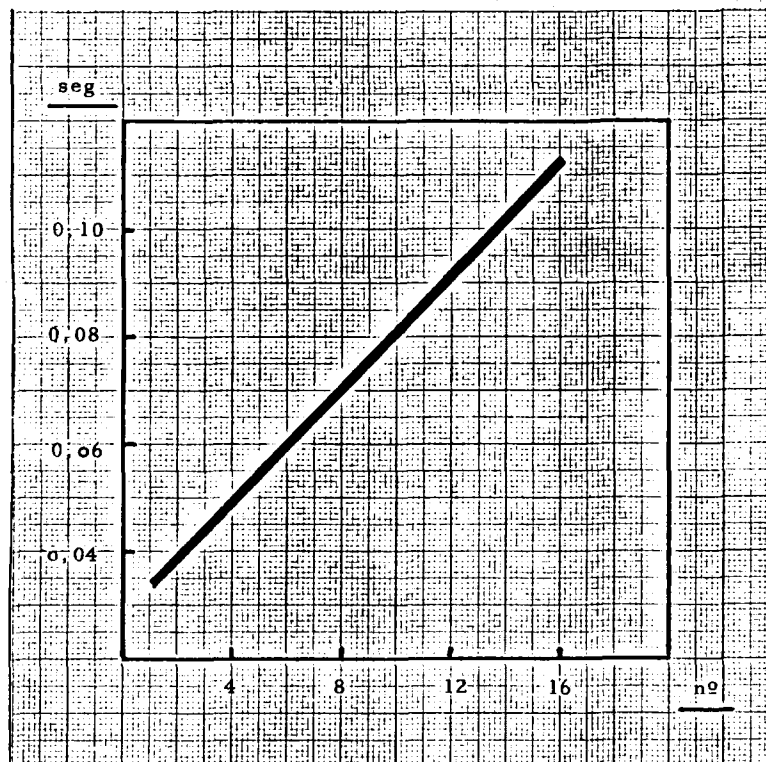
282

(Y) ANCHURA FONOS 1 - PRIMER TONO 0.006

(X) NUMERO DE PICOS FONOS 2 - PRIMER TONO

$$[\text{ANCH. F1} - 1] = 0.006 [\text{Nº F2} - 1] + 0.017$$

$$r = 0.599$$



ECUACION DE REGRESION 25

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,738$) entre las variables 2 y 4, correspondientes a

- 2.- Número de picos del fono 1 en el primer tono cardíaco.
- 4.- Número de picos del fono 1 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitiría estimar el valor medio que tomará la variable 2, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 4.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

284

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 2,4

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 1.10434 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.05457 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.06880 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 15.32764 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.73836 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 4.63788 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.70762 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 5053.4725 | 5053.4725 | 234.937 |
| RESIDUAL | 196 | 4215.9467 | 21.5099 | |
| TOTAL | 197 | 9269.4192 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

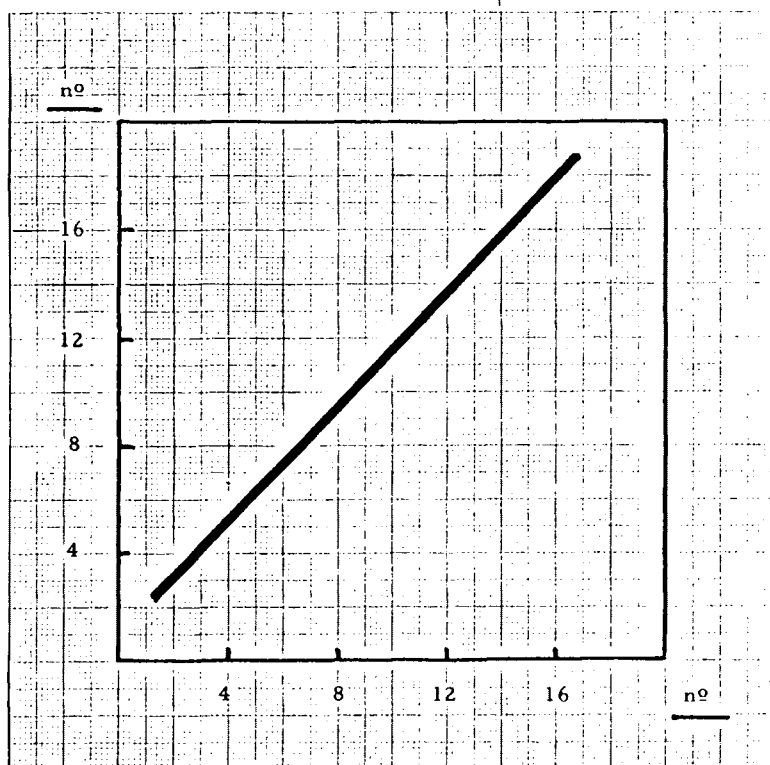
285

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 1 - PRIMER TONO

(X) NUMERO DE PICOS FON0 1 - SEGUNDO TONO

$$[\text{Nº F1 - I}] = 1,05 [\text{Nº F1 - II}] + 1,10$$

$$r = 0,738$$



ECUACION DE REGRESION 26

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,524$) entre las variables 3 y 7, correspondientes a

- 3.- Anchura del fono 1 en el segundo tono cardíaco.
- 7.- Anchura del fono 2 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 3, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 7.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

287

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 3,7

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | | |
|---------------------------------|---|---------|
| INTERCEPT..... | Z | 1.68454 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | | 0.66588 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | Z | 0.07723 |
| COMPUTED T-VALUE..... | | 8.62191 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | | 0.52439 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... Z | | 1.31528 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | | 0.44141 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 128.6018 | 128.6018 | 74.337 |
| RESIDUAL | 196 | 339.0750 | 1.7300 | |
| TOTAL | 197 | 467.6768 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

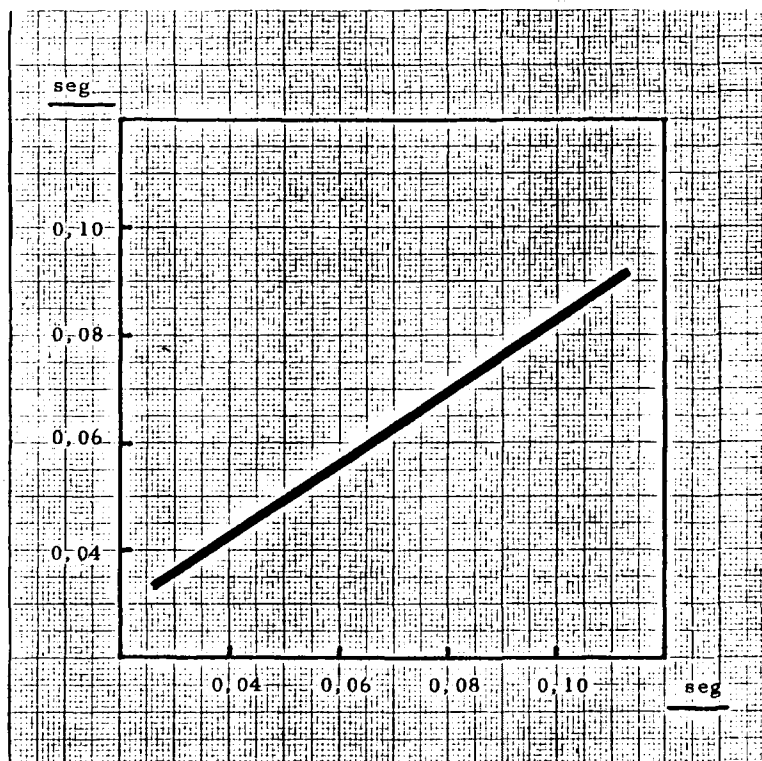
288

(Y) ANCHURA FONOS 1 - SEGUNDO TONO

(X) ANCHURA FONOS 2 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{ANCH. F1 - II} \right] = 0,666 \left[\text{ANCH. F2 - II} \right] + 0,0168$$

$$r = 0,524$$



Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,629$) entre las variables 6 y 5, correspondientes a

- 6.- Número de picos del fono 2 en el primer tono cardíaco.
- 5.- Anchura del fono 2 en el primer tono cardíaco

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 6, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 5.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

290

MORE REGRESSION

?* YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES

?* 6,5

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN

?* NO

SPECIAL OPTIONS

?* NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 2.84219 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.84748 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.07486 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 11.32109 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.62879 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.70022 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.56764 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 370.5009 | 370.5009 | 128.167 |
| RESIDUAL | 196 | 566.5900 | 2.8908 | |
| TOTAL | 197 | 937.0909 | | |

ENTER YOUR OPTION

?* EN

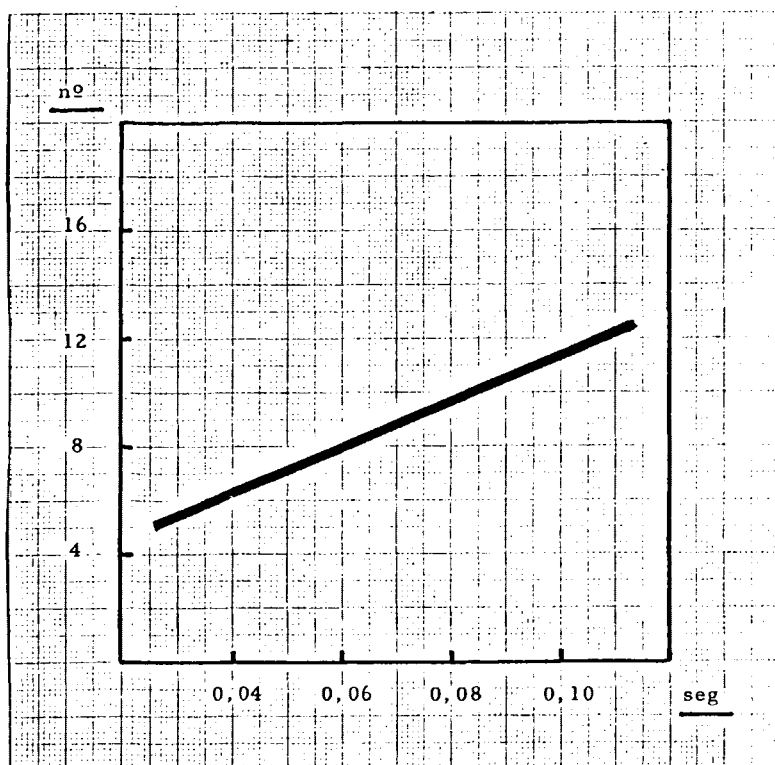
291

(Y) NUMERO DE PICOS FONDO 2 - PRIMER TONO

(X) ANCHURA FONDO 2 - PRIMER TONO

$$\left[\text{Nº F2 - I} \right] = 84,75 \left[\text{ANCH. F2 - I} \right] + 2,84$$

$$r = 0,629$$



ECUACION DE REGRESION 28

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,518$) entre las variables 5 y 9, correspondientes a

- 5.- Anchura del fono 2 en el primer tono cardíaco.
- 9.- Anchura del fono 3 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 5, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 9.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

293

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 5,9

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|---------|
| INTERCEPT..... | 2.80668 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.76771 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.09052 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 8.48162 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.51816 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.38756 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.55152 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | F VALUE |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 138.5027 | 138.5027 | 71.938 |
| RESIDUAL | 196 | 377.3609 | 1.9253 | |
| TOTAL | 197 | 515.8636 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

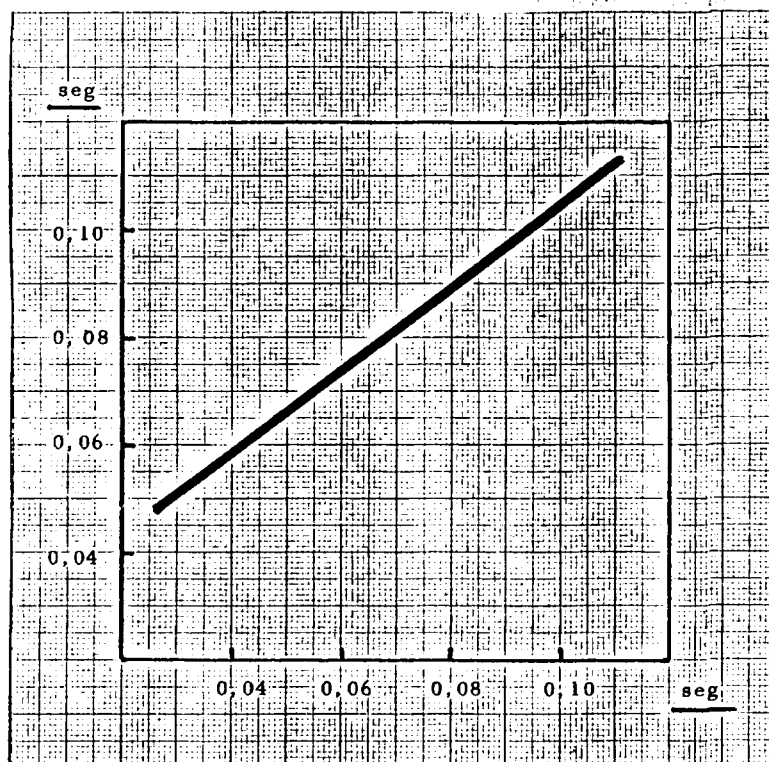
294

(Y) ANCHURA FONO 2 - PRIMER TONO

(X) ANCHURA FONO 3 - PRIMER TONO

$$[\text{ANCH. F2 - I}] = 0.768 [\text{ANCH. F3 - I}] + 0.028$$

$$r = 0.518$$



295

ECUACION DE REGRESION 29

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,577$) entre las variables 6 y 10, correspondientes a

- 6.- Número de picos del fono 2 en el primer tono cardíaco.
- 10.- Número de picos del fono 3 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 6, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 10.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

296

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 6,10

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|---------------------------------|---------|
| INTERCEPT..... | 4.12888 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.47661 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.04824 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 9.87929 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.57656 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... Z | 1.78654 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.52104 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | F VALUE |
|---|-------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 311.5131 | 311.5131 | 97.600 |
| RESIDUAL Z | Z 196 | 625.5778 | 3.1917 | |
| TOTAL Z | 197 | 937.0909 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

297

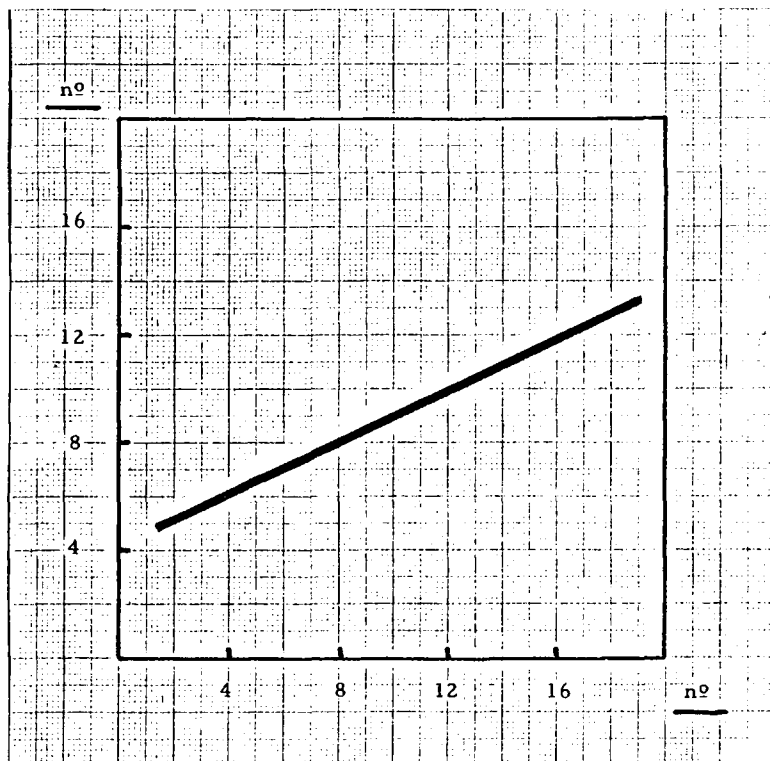
(Y) NUMERO DE PICOS FONDO 2 - PRIMER TONO

(X) NUMERO DE PICOS FONDO 3 - PRIMER TONO

554
1111

$$[\text{nº F2} - 1] = 0,48 [\text{nº F3} - 1] + 4,13$$

$$r = 0,577$$



ECUACION DE REGRESION 30

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,631$) entre las variables 8 y 7, correspondientes a

- 8.- Número de picos del fono 2 en el segundo tono cardíaco.
- 7.- Anchura del fono 2 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 8, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 7.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

299

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 8,7

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 1.80302 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.07233 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.09425 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 11.37745 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.63067 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.60515 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.53869 |

ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION

| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
|---------------------|------|----------------|-------------|---------|
| DUE TO REGRESSION | 1 | 333.5176 | 333.5176 | 129.446 |
| RESIDUAL | 196 | 504.9925 | 2.5765 | |
| TOTAL | 197 | 838.5101 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

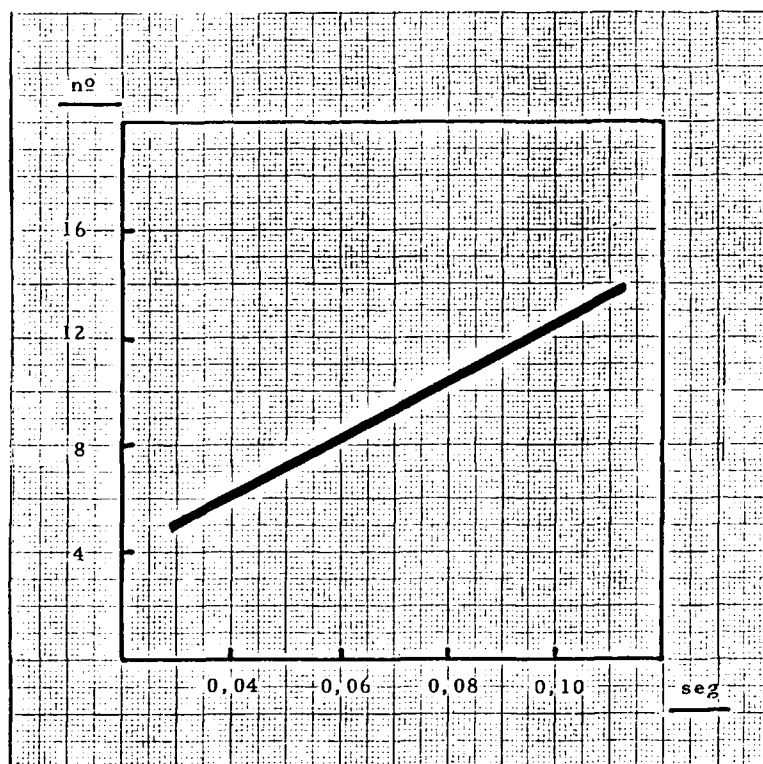
300

(Y) NUMERO DE PICOS FONDO 2 - SEGUNDO TONO

(X) 'ANCHURA FONDO 2 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{Nº F2 - II} \right] = 107,23 \left[\text{ANCH. F2 - II} \right] + 1,80$$

$$r = 0,631$$



ECUACION DE REGRESION 31

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,533$) entre las variables 7 y 11, correspondientes a

- 7.- Anchura del fono 2 en el segundo tono cardíaco.
- 11.- Anchura del fono 3 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 7, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 11.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

302

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 7,11

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

INTERCEPT..... 1.83057
REGRESSION COEFFICIENT..... 0.76972

STD. ERROR OF REG. COEF..... Z 0.08727
COMPUTED T-VALUE..... Z 8.81981

CORRELATION COEFFICIENT..... 0.53303
STANDARD ERROR OF ESTIMATE... Z 1.02925

STD. ERROR OF INTERCEPT..... 0.43202

| Z ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | | |
|---|-------|----------------|-------------|---------|--|
| ZSOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 82.4063 | 82.4063 | 77.789 | |
| RESIDUAL | 196 | 207.6341 | 1.0594 | | |
| TOTAL Z | 197 Z | 290.0404 | | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

303

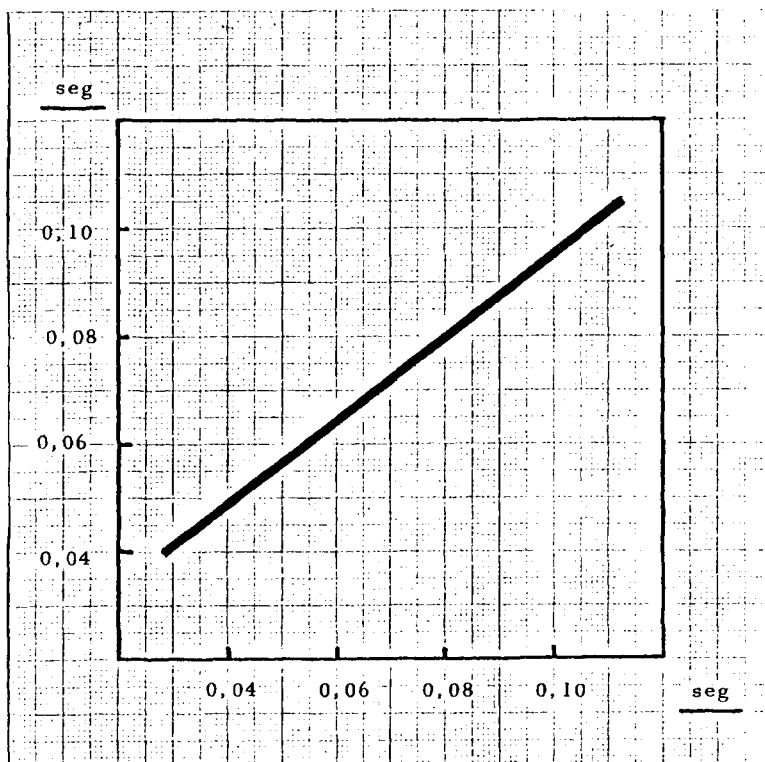
(Y) ANCHURA FONOS 2 - SEGUNDO TONO

(X) ANCHURA FONOS 3 - SEGUNDO TONO

1111

$$\left[\text{ANCH. F2} - 11 \right] = 0,770 \left[\text{ANCH. F3} - 11 \right] + 0,018$$

$$r = 0,533$$



ECUACION DE REGRESION 32

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,592$) entre las variables 8 y 11, correspondientes a

- 8.- Número de picos del fono 2 en el segundo tono cardíaco.
- 11.- Anchura del fono 3 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 8, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 11.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

306

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 8,11

REGRESSIONZLINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | | |
|-------------------------------|---|----------|
| INTERCEPT..... | | 0.70646 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | | 1.45251 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | | 0.14140 |
| COMPUTED T-VALUE..... | Z | 10.27243 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | Z | 0.59158 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | | 1.66761 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | | 0.69996 |

| Z Z ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|-------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 293.4501 | 293.4501 | 105.523 |
| ZRESIDUAL | 196 | 545.0600 | 2.7809 | |
| TOTAL | Z 197 | 838.5101 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

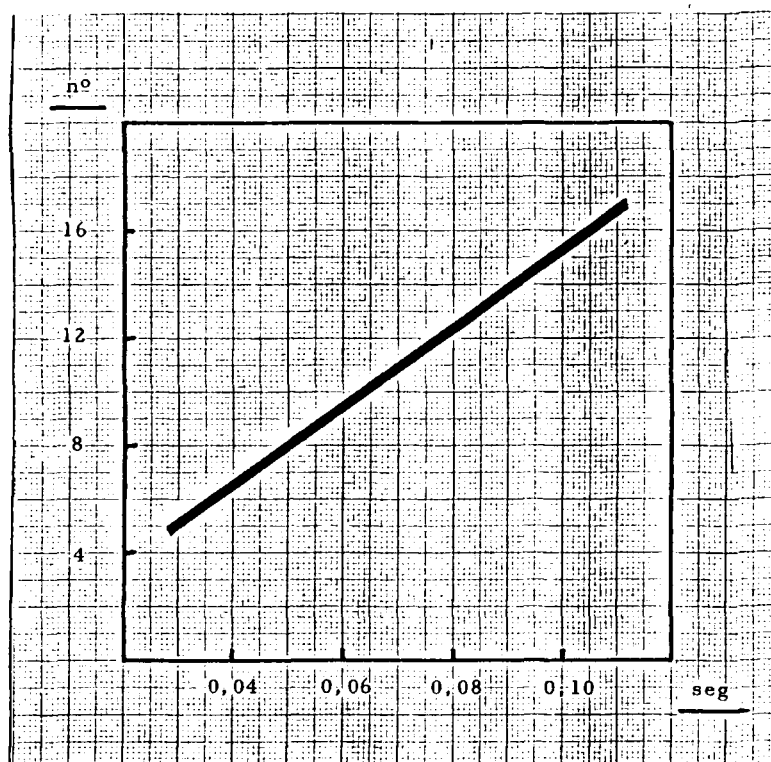
306

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 2 - SEGUNDO TONO

(X) ANCHURA FON0 3 - SEGUNDO TONO

$$\left[N_2 F_2 - 11 \right] = 145,25 \left[\text{ANCH. } F_3 - 11 \right] + 0,706$$

$$r = 0,592$$



307

ECUACION DE REGRESION 33

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,664$) entre las variables 8 y 12, correspondientes a

8.- Número de picos del fono 2 en el segundo tono cardíaco.

12.- Número de picos del fono 3 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 8, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 12.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

308

MORE REGRESSION
?: YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?: 8,12

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?: NO

SPECIAL OPTIONS
?: NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 3.04071 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.50534 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.04065 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 12.43201 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.66399 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 1.54659 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.39774 |

| Z ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | | F VALUE |
|---|------|----------------|-------------|----------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 369.6877 | 369.6877 | 154.555* | |
| RESIDUAL | 2196 | 468.8224 | 2.3920 | | |
| TOTAL | 197 | 838.5101 | | | |

ENTER YOUR OPTION
?: EN

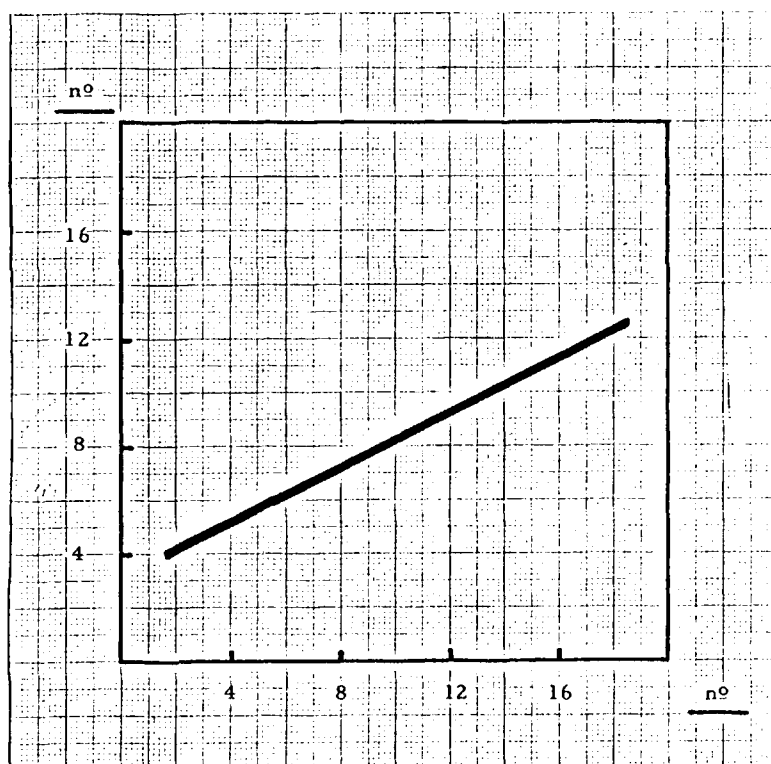
309

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 2 - SEGUNDO TONO

(X) NUMERO DE PICOS FON0 3 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{nº F2 - II} \right] = 0,51 \left[\text{nº F3 - II} \right] + 3,04$$

$$r = 0,664$$



ECUACION DE REGRESION 34

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,610$) entre las variables 10 y 9, correspondientes a

- 10.- Número de picos del fono 3 en el primer tono cardíaco.
- 9.- Anchura del fono 3 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 10, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 9.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

311

RE REGRESSION
YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?* 10,9

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?* NO

SPECIAL OPTIONS
?* NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 1.63584 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.47439 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.13669 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 10.78664 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.61033 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 2.09535 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.83285 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 510.8397 | 510.8397 | 116.352 |
| RESIDUAL | 196 | 860.5340 | 4.3905 | |
| TOTAL | | | | |

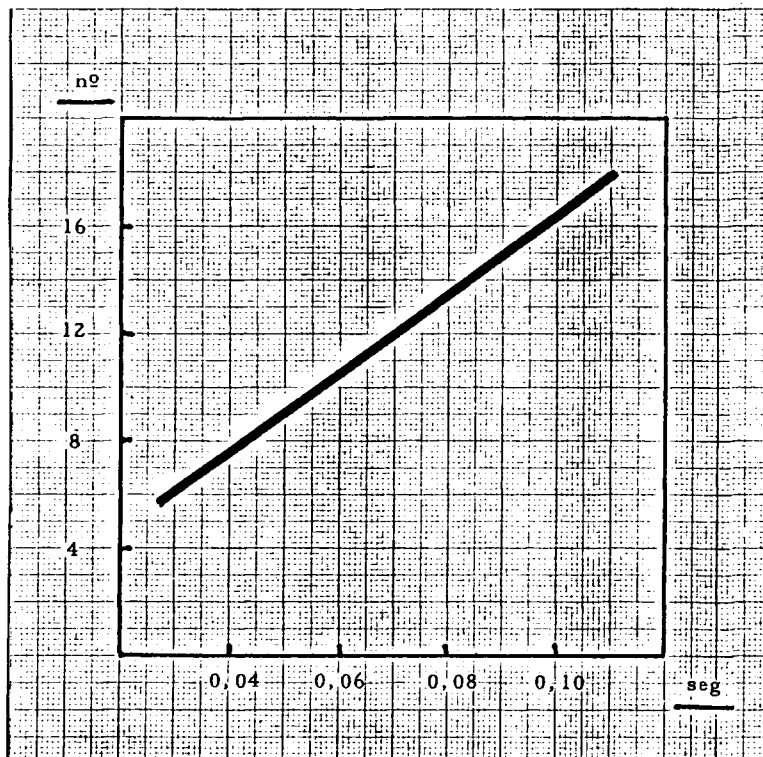
312

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 3 - PRIMER TONO

(X) 'ANCHURA FON0 3 - PRIMER TONO

$$\left[\text{Nº F3 - I} \right] = 147,44 \left[\text{ANCH. F3 - I} \right] + 1,64$$

$$r = 0,610$$



ECUACION DE REGRESION 35

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,538$) entre las variables 10 y 14, correspondientes a

- 10.- Número de picos del fono 3 en el primer tono cardíaco.
- 14.- Número de picos del fono 4 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 10, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 14.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

314

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 10,14

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|---------------------------------|---------|
| INTERCEPT..... | 6.39927 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.32538 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... Z | 0.03640 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 8.93903 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.53816 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... Z | 2.22945 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.48267 |

| Z | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | F VALUE |
|---------------------|---|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 397.1688 | 397.1688 | 79.906 |
| RESIDUAL | 196 | 974.2050 | 4.9704 | |
| TOTAL | 197 | 1371.3737 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

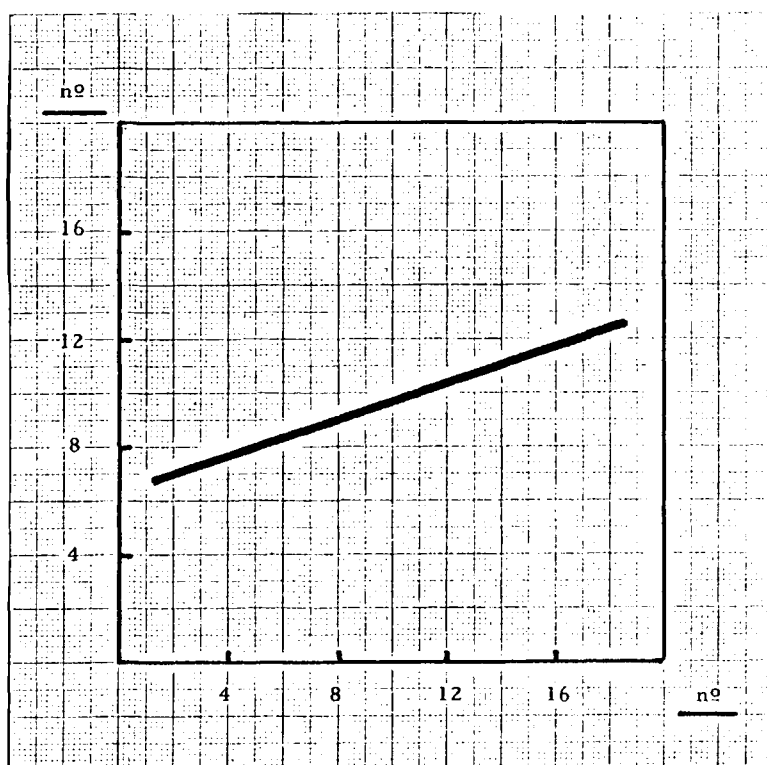
315

(Y) NUMERO DE PICOS FONOS 3 - PRIMER TONO

(X) NUMERO DE PICOS FONOS 4 - PRIMER TONO

$$[\text{no F3} - 1] = 0,33 [\text{no F4} - 1] + 6,40$$

$$r = 0,538$$



ECUACION DE REGRESION 36

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,581$) entre las variables 12 y 11, correspondientes a

- 12.- Número de picos del fono 3 en el segundo tono cardíaco.
- 11.- Anchura del fono 3 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 12, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 11.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

317

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 12,11

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|--------------------------------|---------|
| INTERCEPT..... | 0.25977 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.87429 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... Z | 0.18756 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 9.99293 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.58097 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 2.21204 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 0.92848 |

| Z Z Z | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | F VALUE |
|---------------------|---|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 488.6222 | 488.6222 | 99.859 |
| RESIDUAL | 196 | 959.0545 | 4.8931 | |
| TOTAL | 197 | 1447.6768 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

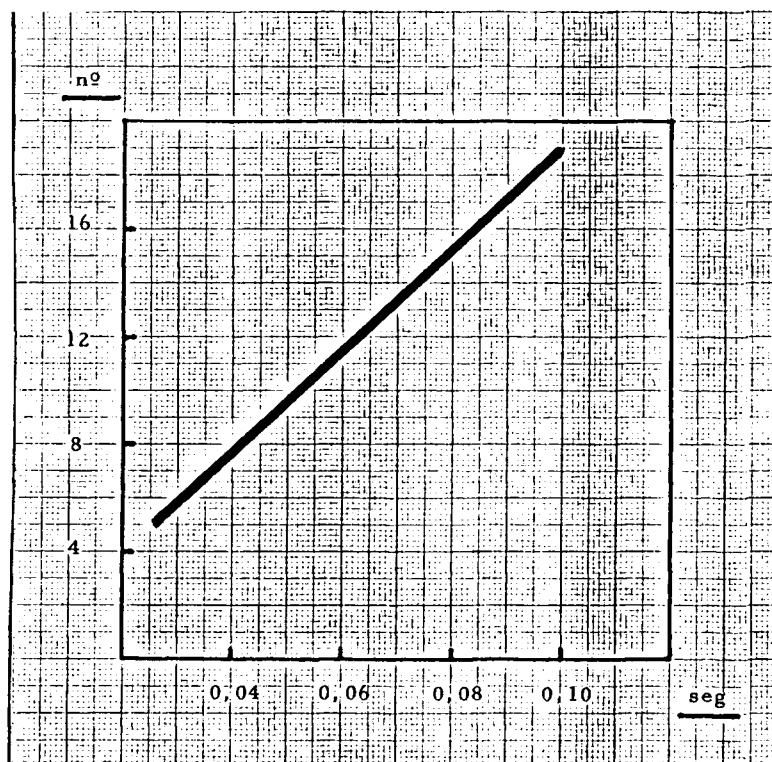
318

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 3 - SEGUNDO TONO

(X) ANCHURA FON0 3 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{Nº F3 - II} \right] = 187,43 \left[\text{ANCH. F3 - II} \right] + 0,26$$

$$r = 0,581$$



ECUACION DE REGRESION 37

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,572$) entre las variables 12 y 16, correspondientes a

- 12.- Número de picos del fono 3 en el segundo tono cardíaco.
- 16.- Número de picos del fono 4 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 12, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 16.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la colificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

320

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 12,16

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|-----------|
| INTERCEPT..... | 5.34402 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.34951 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.03579 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 9.76563 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.57211 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 2.22903 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | Z 0.44490 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | F VALU |
|---|------|----------------|-------------|--------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | |
| DUE TO REGRESSION | Z 1 | Z473.8394 | 473.8394 | 95.36 |
| RESIDUAL | 196 | 973.8374 | 4.9686 | |
| TOTAL | 197 | 1447.6768 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

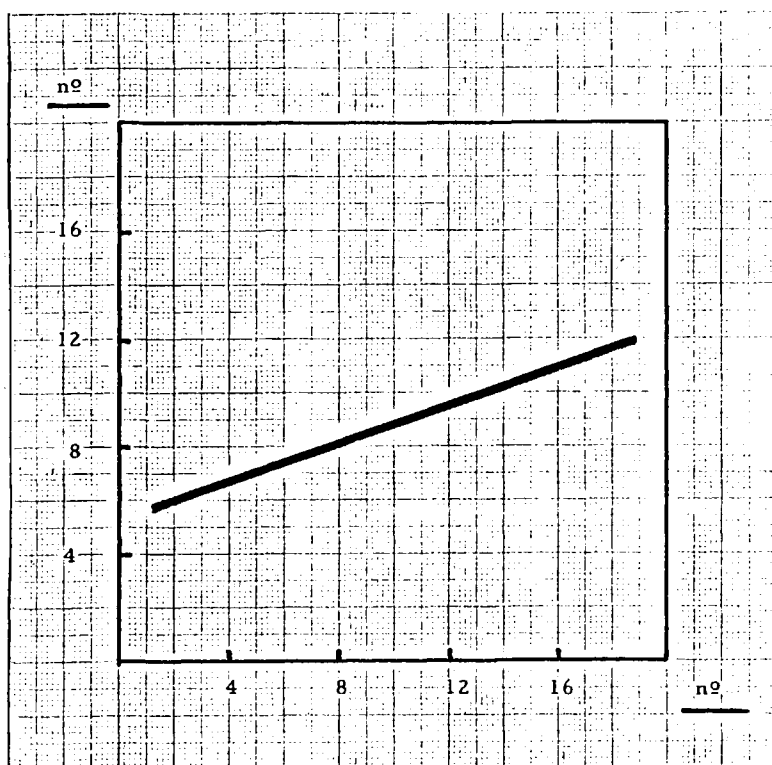
321

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 3 - SEGUNDO TONO

(X) NUMERO DE PICOS FON0 4 - SEGUNDO TONO

$$\left[\text{Nº F3 - II} \right] = 0,35 \left[\text{Nº F4 - II} \right] + 5,34$$

$$r = 0,572$$



ECUACION DE REGRESION 38

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,510$) entre las variables 14 y 13, correspondientes a

- 14.- Número de picos del fono 4 en el primer tono cardíaco.
- 13.- Anchura del fono 4 en el primer tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 14, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 13.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

323

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 14,13

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|--------------------------------|---------|
| INTERCEPT..... | 4.39995 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.76792 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.21322 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 8.29161 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.50959 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 3.76423 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... Z | 1.01580 |

| Z ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSIONZ | 1 | 974.1607 | 974.1607 | 68.751 |
| Z RESIDUAL | 196 | 2777.2130 | 14.1695 | |
| TOTAL Z | 197 | 3751.3737 | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

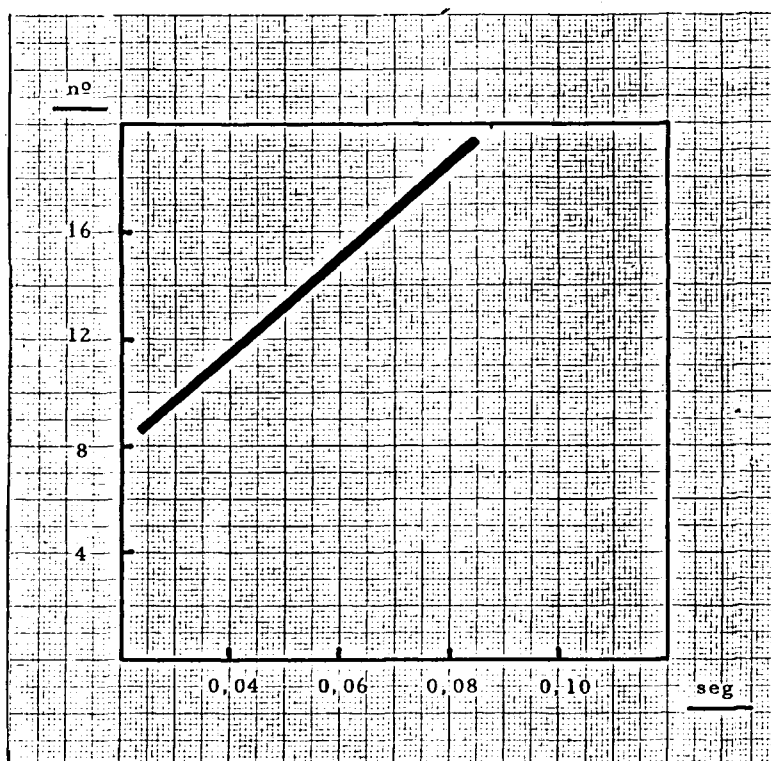
324

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 4 - PRIMER TONO

(X) ANCHURA FON0 4 - PRIMER TONO

$$[\text{Nº F4 - I}] = 176,79 [\text{ANCH. F4 - I}] + 4,40$$

$$r = 0,510$$



Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,515$) entre las variables 16 y 15, correspondientes a

- 16.- Número de picos del fono 4 en el segundo tono cardíaco.
- 15.- Anchura del fono 4 en el segundo tono cardíaco.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística", nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 16, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 15.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

326

MORE REGRESSION
?# YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?# 16,15

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?# NO

SPECIAL OPTIONS
?# NO

| | |
|--------------------------------|---------|
| INTERCEPT..... | 4.66661 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 1.72433 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.20508 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 8.40819 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.51486 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 3.81365 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... Z | 0.86982 |

| Z | Z | ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | F VALUE |
|---------------------|------|---|-------------|--|---------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | | |
| DUE TO REGRESSION | Z 1 | Z 1028.2204 | 1028.2204 | | 70.698 |
| RESIDUAL | 196 | 2850.6079 | 14.5439 | | |
| ZTOTAL | 197 | 3878.8283 | | | |

ENTER YOUR OPTION
?# EN

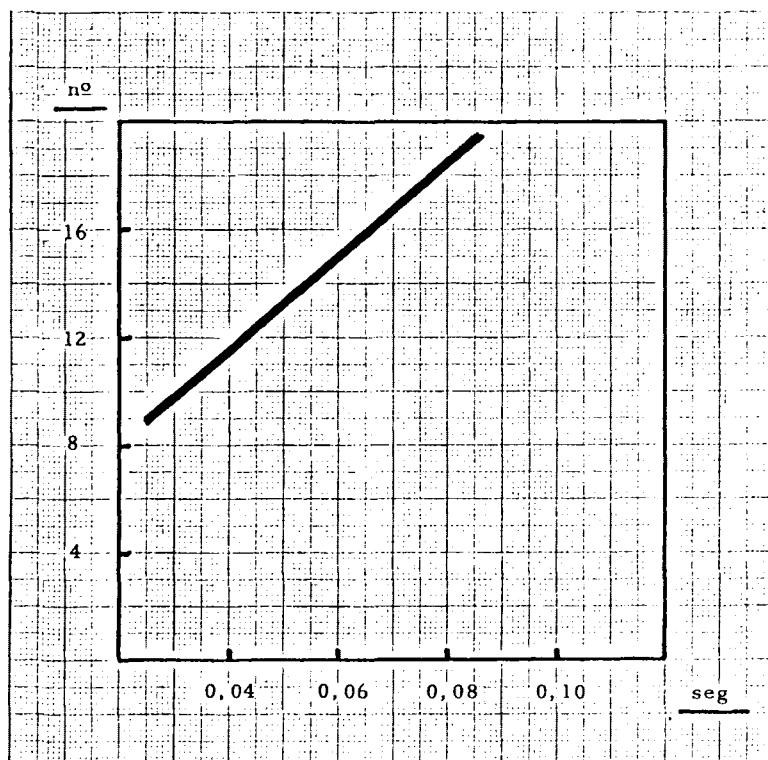
327

(Y) NUMERO DE PICOS FON0 4 - SEGUNDO TONO

(X) ANCHURA FON0 4 - SEGUNDO TONO

$$[\text{Nº F4 - II}] = 172,43 [\text{ANCH. F4 - II}] + 4,67$$

$$r = 0,515$$



Por último, se introdujo en el ordenador una nueva matriz de datos. Esta vez de 159 niños y únicamente con dos variables: la frecuencia cardíaca en inspiración y la frecuencia cardíaca en espiración.

De la misma forma se pidió a la máquina la relación de estadísticos de centralización y de dispersión, la matriz de coeficientes de correlación (ahora solamente dos) y las ecuaciones de regresión. La correlación obtenida fue altamente significativa, y las páginas siguientes muestran estos resultados, así como la ecuación de regresión y gráfica correspondiente que permite estimar la frecuencia cardíaca media en espiración que vaya a presentar un recién nacido cuya frecuencia cardíaca en inspiración sea conocida.

Hay que señalar que la pequeña diferencia obtenida entre las dos frecuencias medias (inspiración y espiración) no resulta estadísticamente significativa para una seguridad admisible.

ANALYSIS
?# ELE

329

ROWS, COLUMNS
?# 159, 2

NOW, ENTER EACH ROW

| | | |
|-----------|-----------|-----------|
| ? 143,144 | ? 139,139 | ? 142,141 |
| ? 125,124 | ? 123,123 | ? 138,136 |
| ? 145,144 | ? 128,126 | ? 090,086 |
| ? 104,100 | ? 127,126 | ? 127,127 |
| ? 112,111 | ? 110,109 | ? 133,132 |
| ? 116,116 | ? 111,111 | ? 139,138 |
| ? 150,150 | ? 108,115 | ? 135,136 |
| ? 125,120 | ? 125,128 | ? 132,130 |
| ? 131,130 | ? 132,132 | ? 115,112 |
| ? 145,145 | ? 136,137 | ? 117,119 |
| ? 130,138 | ? 104,103 | ? 143,140 |
| ? 121,120 | ? 139,138 | ? 134,133 |
| ? 155,156 | ? 122,120 | ? 132,131 |
| ? 106,115 | ? 120,116 | ? 139,137 |
| ? 138,132 | ? 127,126 | ? 116,115 |
| ? 121,123 | ? 113,112 | ? 134,133 |
| ? 140,143 | ? 127,123 | ? 127,125 |
| ? 121,124 | ? 133,131 | ? 116,116 |
| ? 125,120 | ? 130,137 | ? 104,102 |
| ? 142,144 | ? 155,154 | ? 114,116 |
| ? 174,166 | ? 129,128 | ? 130,128 |
| ? 122,130 | ? 144,143 | ? 113,112 |
| ? 132,132 | ? 125,125 | ? 126,126 |
| ? 117,134 | ? 131,130 | ? 131,130 |
| ? 127,125 | ? 119,115 | ? 135,133 |
| ? 139,139 | ? 137,135 | ? 125,123 |
| ? 105,107 | ? 102,097 | ? 130,129 |
| ? 131,137 | ? 127,125 | ? 134,134 |
| ? 118,118 | ? 133,128 | ? 147,145 |
| ? 079,078 | ? 142,141 | ? 136,134 |
| ? 112,110 | ? 126,125 | ? 125,123 |
| ? 113,117 | ? 130,127 | ? 140,138 |
| ? 142,143 | ? 154,151 | ? 115,113 |
| ? 132,135 | ? 120,118 | ? 159,158 |
| ? 113,113 | ? 146,144 | ? 136,135 |
| ? 120,119 | ? 135,133 | ? 125,123 |
| ? 104,104 | ? 114,118 | ? 106,105 |
| ? 128,128 | ? 132,131 | ? 104,103 |
| ? 136,137 | ? 114,114 | ? 127,125 |
| ? 117,111 | ? 143,142 | ? 130,130 |
| ? 117,117 | ? 125,125 | ? 133,132 |
| ? 142,142 | ? 135,133 | ? 118,116 |
| ? 104,106 | ? 130,128 | ? 123,120 |
| ? 141,141 | ? 140,139 | ? 139,135 |
| ? 137,135 | ? 153,151 | ? 134,130 |
| ? 132,132 | ? 144,143 | ? 135,134 |
| ? 137,136 | ? 124,121 | ? 143,140 |
| ? 102,102 | ? 120,119 | ? 109,108 |
| ? 172,176 | ? 115,113 | ? 087,090 |
| ? 130,132 | ? 124,124 | ? 120,119 |
| ? 119,117 | ? 137,132 | ? 145,143 |
| ? 108,108 | ? 121,118 | |
| ? 118,116 | ? 129,127 | |
| ? 121,113 | ? 114,112 | |

DO YOU REQUIRE CONTROLLED RESULTS
?" NO

| VAR | MEAN | STD.DEV | STD.ERR | MAXIMUM | MINIMUM | RANGE |
|-----|---------|---------|---------|---------|---------|--------|
| 1 | 127.333 | 14.541 | 1.153 | 174.000 | 79.000 | 95.000 |
| 2 | 126.635 | 14.487 | 1.149 | 176.000 | 78.000 | 98.000 |

ANALYSIS
?" GO

NEW DATA
?" NO

ENTER OPTION CODE
?" 1

ENTIRE CORRELATION MATRIX

| | | |
|-------|-------|-------|
| ROW 1 | 1.000 | 0.979 |
| ROW 2 | 0.979 | 1.000 |

ECUACION DE REGRESION 40

Del análisis de la matriz completa de coeficientes de correlación proporcionada por el ordenador, se observó un buen coeficiente ($r = 0,979$) entre las variables 2 y 1, correspondientes a

- 2.- Frecuencia cardíaca en espiración.
- 1.- Frecuencia cardíaca en inspiración.

La significación estadística de este coeficiente de correlación, obtenida según se indicó en el apartado "Metodología Estadística"; nos autorizó a solicitar del ordenador la correspondiente ecuación de regresión lineal o fórmula experimental que permitirá estimar el valor medio que tomará la variable 2, cuando se conozca en el paciente el valor que presenta la variable 1.

Los resultados de estos cálculos en el proceso automático de datos, la corrección de unidades si fuera precisa en los coeficientes de la ecuación (por haber sido modificadas previamente para simplificar la codificación inicial) y la fórmula experimental obtenida, así como su representación gráfica, se recogen en las dos páginas siguientes.

ANALYSIS
?" RE

NEW DATA
?" NO

332

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 1,2

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 2.85018 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.98301 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.01621 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 60.64195 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.97931 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 2.95177 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 2.06606 |

| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|----------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 32041.4003 | 32041.4003 | 3677.446 |
| RESIDUAL | 157 | 1367.9330 | 8.7129 | |
| TOTAL | 158 | 33409.3333 | | |

ENTER YOUR OPTION
?" EN

MORE REGRESSION
?" YES

ENTER THE DEPENDENT AND INDEPENDENT VARIABLES
?" 2,1

REGRESSION LINE THROUGH ORIGIN
?" NO

SPECIAL OPTIONS
?" NO

| | |
|-------------------------------|----------|
| INTERCEPT..... | 2.40429 |
| REGRESSION COEFFICIENT..... | 0.97564 |
| STD. ERROR OF REG. COEF..... | 0.01609 |
| COMPUTED T-VALUE..... | 60.64195 |
| CORRELATION COEFFICIENT..... | 0.97931 |
| STANDARD ERROR OF ESTIMATE... | 2.94068 |
| STD. ERROR OF INTERCEPT..... | 2.06183 |

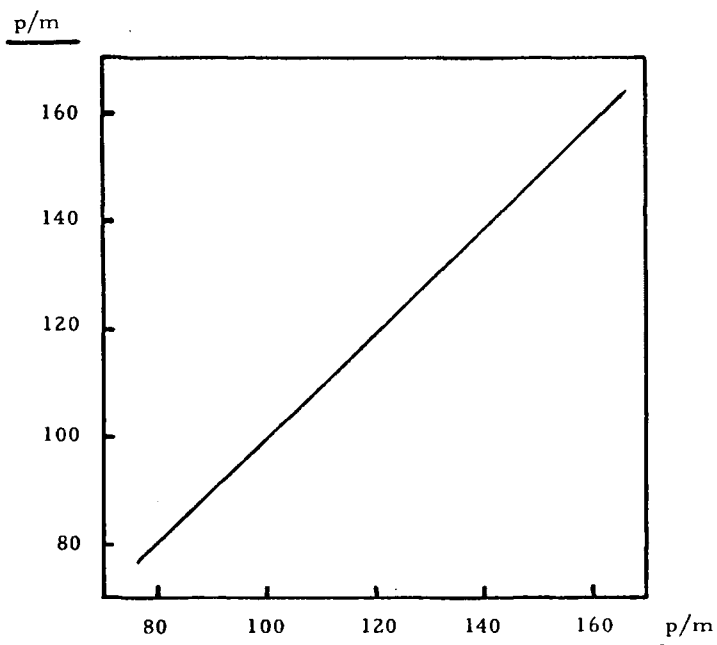
| ANALYSIS OF VARIANCE FOR THE REGRESSION | | | | |
|---|------|----------------|-------------|----------|
| SOURCE OF VARIATION | D.F. | SUM OF SQUARES | MEAN SQUARE | F VALUE |
| DUE TO REGRESSION | 1 | 31801.1660 | 31801.1660 | 3677.446 |
| RESIDUAL | 157 | 1357.6768 | 8.6476 | |
| TOTAL | 158 | 33158.8428 | | |

(Y) FRECUENCIA CARDIACA EN ESPIRACION

(X) FRECUENCIA CARDIACA EN INSPIRACION

$$[\text{FREC. ESPIR.}] = 0,976 [\text{FREC. INSP.}] + 2,4$$

$$r = 0,979$$



6.3 PATRON ESTADISTICO DEL FONOCARDIOGRAMA NORMAL DEL RECIEN NACIDO EN LAS PRIMERAS VEINTICUATRO HORAS

Con los resultados del proceso automático de los datos del experimento que se analizan en los apartados 6.1 y 6.2, hemos confeccionado unos esquemas que resumen la morfología normal de los fonocardiogramas del recién nacido.

Hemos considerado para ello, únicamente, los parámetros de distancias y alturas máximas o amplitudes de cada tono cardíaco, para poder reseñar de forma gráfica el aspecto global de los registros que pueden ser clasificados como normales.

La necesidad, para un estudio profundo de las características internas de los trazados FCG, de utilizar diversos sistemas de filtrado de ondas, nos obliga a presentar cuatro patrones estadísticos del fonocardiograma normal, dependiendo de la gama de frecuencias de paso permitido de los cuatro canales de fono utilizados que se reseñan en el apartado 4.2 "Metodología Clínica".

Hemos querido consignar, no solamente los resultados de los valores medios de distancias y amplitudes obtenidos de nuestra muestra de 200 niños clínicamente normales, sino también los márgenes de tolerancia correspondientes al 50 por ciento del

colectivo estudiado. Con ello pretendemos ofrecer un esquema que, a golpe de vista, reúna las principales características morfológicas de los trazados normales y sus posibles límites de alarma. Naturalmente no se ha hecho constar el número de picos u ondas de cada tono cardíaco que, por otra parte, ya figuran con sus valores estadísticos en las tablas que incluyen los apartados 6.1 y 6.2. Unicamente se recoge el aspecto externo, global, del FCG en forma de rombos envolventes de las ondas de cada ruido. De los tres rombos que componen cada tono cardíaco, el correspondiente a la línea intermedia se refiere al valor medio de duración (escala horizontal) y de amplitud (escala vertical). El rombo externo limita el margen de tolerancia del 50 por ciento por exceso y el interno el margen de tolerancia del 50 por ciento por defecto.

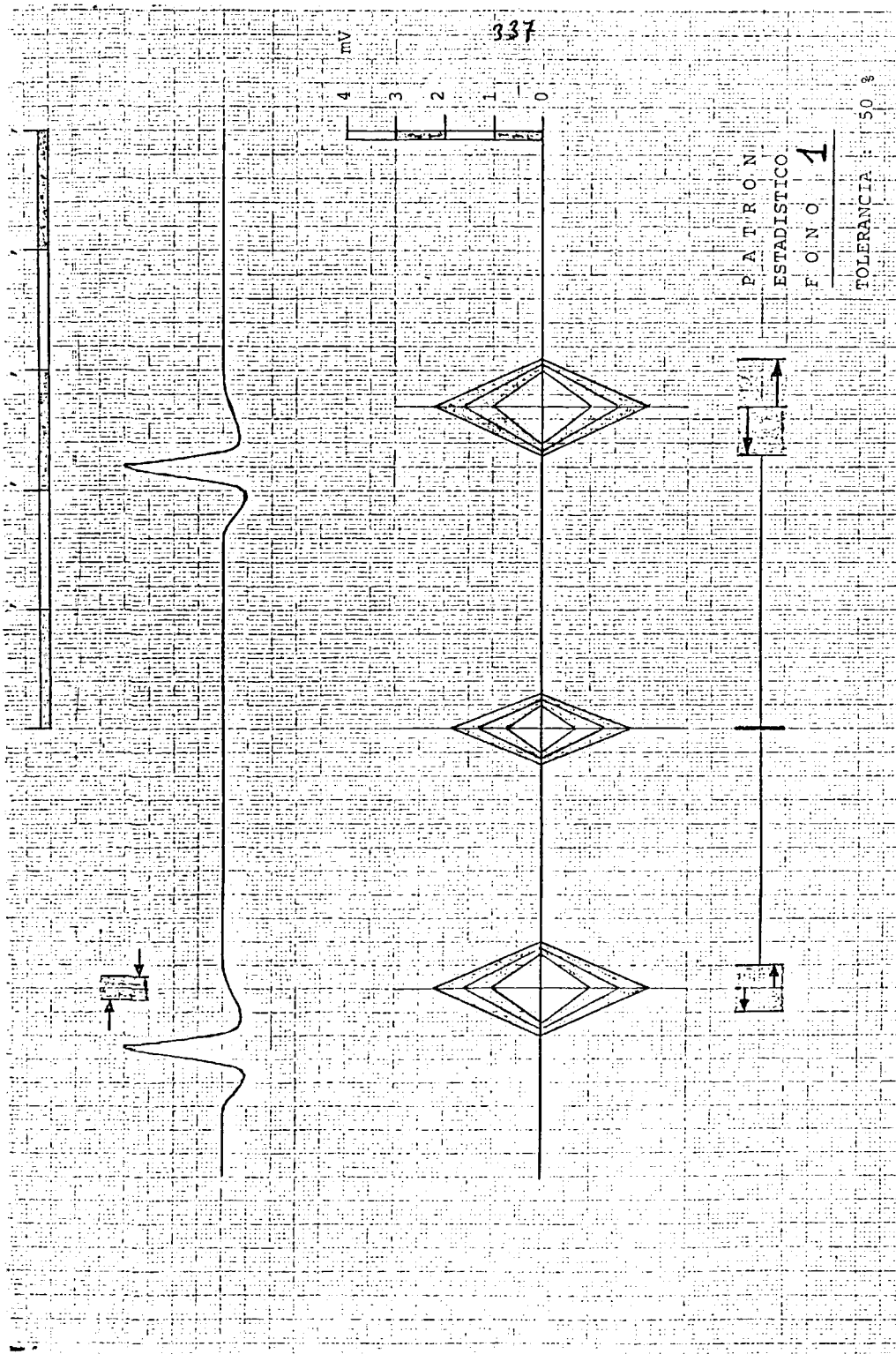
Con ello se ve que si el nuevo trazado fonocardiográfico que se compare permanece en cada ruido dentro de los límites de los dos rombos externos (zona marcada más oscura en los gráficos), el registro queda dentro de los márgenes de tolerancia del 50 por ciento para los fonocardiogramas que podemos considerar normales; mientras que si escapa de ellos, el ordenador podrá acusar una señal de alarma, bien por exceso en amplitud o duración, bien por defecto en estas variables.

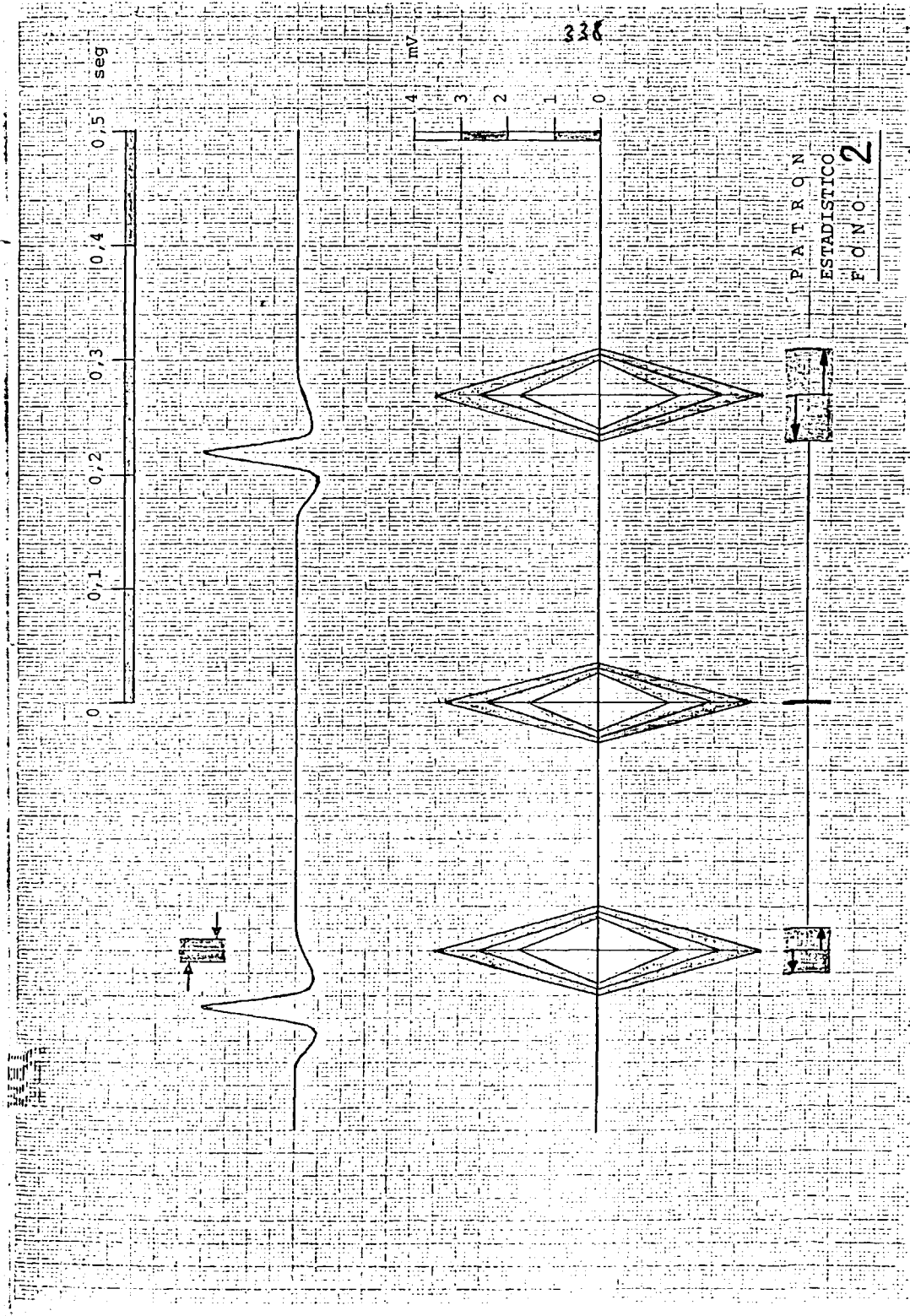
Las distancias medias normales, del primer tono al segundo y del segundo al primero siguiente, están igualmente reflejadas en los gráficos; los márgenes de tolerancia en estas distancias para el 50 por ciento del colectivo, también se han constatado en zona oscurecida. Se aprecia que se ha tomado como referencia el segundo tono en lugar del primero, para dejar cada

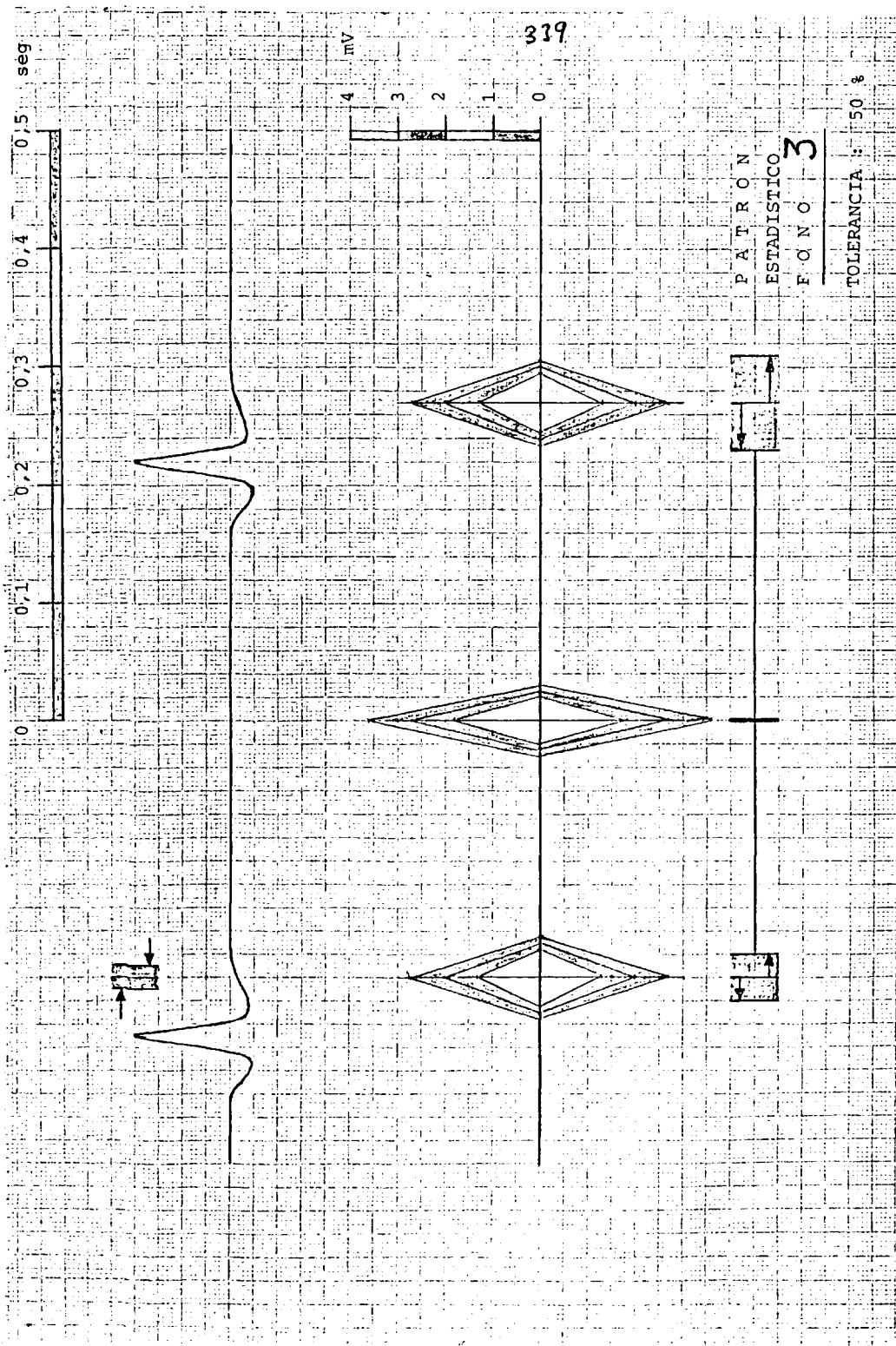
uno de estos márgenes de tolerancia a cada lado de este punto central del ciclo cardíaco. Si el ordenador aprecia una distancia excesiva o insuficiente (por encima o por debajo de estos límites), podrá igualmente producir una señal de alarma.

Se ha incluido también el registro electrocardiográfico para tener, del mismo modo, una referencia de la posición de los tonos cardíacos en relación con la onda R del ECG. Así se consigna la distancia media hallada entre R y el punto más alto del primer ruido, con sus márgenes de tolerancia del 50 por ciento que también podrán dar origen a señales de alarma.

Una escala horizontal graduada en unidades de tiempo (segundos) y una escala vertical en unidades de tensión eléctrica (milivoltios), previa calibración adecuada, completan los esquemas que siguen y que pueden reflejar el patrón estadístico y tolerancia del 50 por ciento en los fonocardiogramas de recién nacidos normales en las veinticuatro primeras horas de vida.

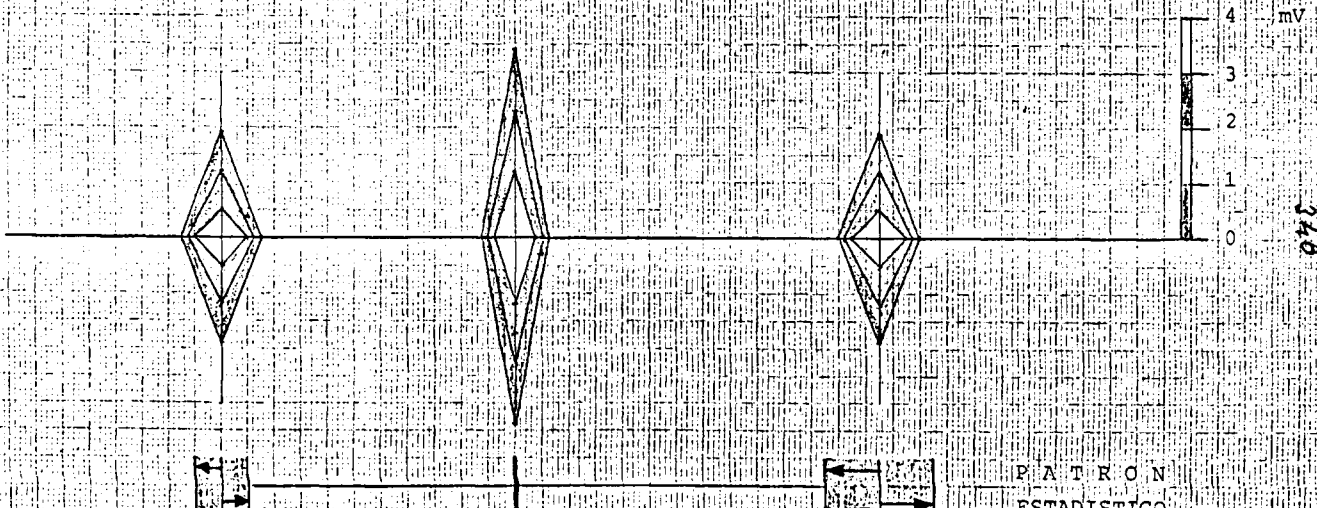
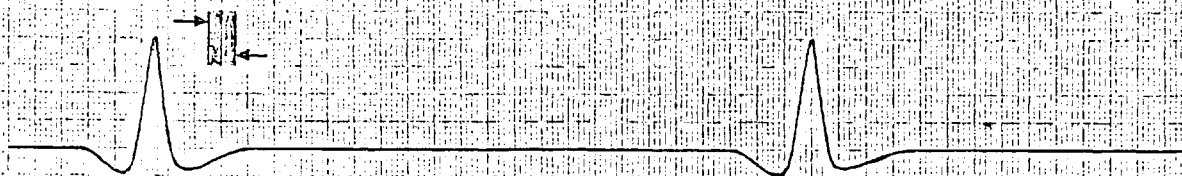






713-1
1011111

0 0,1 0,2 0,3 0,4 0,5 seg



P A T R O N
E S T A D I S T I C O
F O N O 4

T O L E R A N C I A : 1,50 %

341

7.- D I S C U S S I O N

Con la misma disposición estructural con que fue subdividido el capítulo 6 "Resultados", desarrollamos a continuación unos comentarios, a modo de conclusiones, que discuten brevemente los hallazgos que en el referido apartado fueron presentados. Previamente, hacemos unas consideraciones para comentar el otro gran capítulo que recoge el diseño del Registrador que constituye la primera aportación práctica de esta Tesis.

Tal como se expone en el esquema 1 que figura en el apartado 2 "Descripción General", el Sistema de Recogida y Análisis Automático de Fonocardiogramas en Poblaciones de Recién Nacidos que se propone en este trabajo, debe ser abordado desde su propia base, fijando en esta primera fase los dos pilares que habrán de permitir la posterior implantación de un sistema automático de proceso de FCG con fines preventivos en exámenes de salud. No hemos de olvidar que el objetivo primordial de esta Tesis, desde el momento en que fue concebida y se fijaron las líneas de investigación necesarias para llevarla a cabo, iba fundamentalmente dirigido a lograr la puesta en marcha de los complejos mecanismos que permitieran en su día el análisis seriado, con fines preventivos, de documentos gráficos tan importantes desde el punto de vista diagnóstico, como poco estudiados, al menos en su aspecto cuantitativo, cuales son los registros fonocardiográficos. Co-

nocemos intentos realizados para un análisis exhaustivo de las ondas del FCG utilizando transformaciones matemáticas complejas (por ejemplo la transformada rápida de Fourier) que pretenden extraer la máxima información contenida en trazados tan heterogéneos y cuya importancia científica no discutimos; entendemos, sin embargo, que un análisis de esta índole puede ser abordado en casos tan especiales que le reviste de importancia casi nula a la hora de su aplicación colectiva. Si se trata de desenmascarar sospechas de alguna alteración o defecto al explorar poblaciones presumiblemente sanas, poca importancia tendrá el que el sistema automático de proceso de datos (en este caso el ordenador) aparte como sospechoso algún caso que posteriormente resulte no serlo si, en general, sus señales de alarma son fundadas.

Interesaba, pues, llegar a definir unos patrones de normalidad cuya principal característica habría de ser la sencillez. Sencillez en doble vertiente: en el registro y en el cálculo.

Solamente así cabría la posibilidad de una utilización masiva del sistema de recogida y análisis.

En una investigación de este tipo cabían dos formas de operar: O bien se analizaba caso por caso la traducción fonocardiográfica de las más diversas alteraciones de la patología cardíaca, con determinación cuantitativa de su influencia sobre la mayor cantidad posible de parámetros del fono; o bien se abordaba, en un sentido inverso, la determinación cuantitativa más completa del mayor número de parámetros fonocardiográficos de

sencilla determinación, en registros correspondientes a pacientes clínicamente normales. En esta segunda forma el problema se hacía abordable, y sus resultados prácticos no se harían esperar; con la ayuda del método estadístico se determinarían las tolerancias y seguridades admisibles dentro del patrón normal así definido, y sería después el ordenador el encargado de desenmascarar y separar del grupo de presuntos sanos, aquellos recién nacidos que en uno o varios de sus parámetros fonocardiográficos escaparan de tales límites de normalidad.

Por otra parte, estos márgenes no tendrán por qué ser de la misma magnitud, o de proporción constante, en los diversos parámetros analizados, dependiendo esta, en cada caso, de la importancia clínica o patológica que a cada uno de ellos sea atribuida.

La presentación que se hace de estos límites de alarma, con proporciones del 50 y del 95 por ciento, es únicamente orientativa; dependiendo de la mayor o menor trascendencia del dato analizado podría, en principio, tomarse el margen del 95 por ciento como límite de alarma ante la detección por el ordenador de un desajuste aislado (de un solo parámetro), mientras que se podría tomar el margen del 50 por ciento como límite de alarma si se apreciaban varios desajustes conjuntamente (dos o más parámetros). De cualquier forma. conocidos los valores de las medias aritméticas y de las desviaciones típicas que se presentan en las tablas generales, la adopción de diferentes márgenes de alarma constituye un problema estadístico de dificultad nula e inmediata determinación.

Con todo lo expuesto se deduce que, ante la futura implantación del sistema automático de análisis del FCG, se nos presentaba un problema de doble vertiente.

En primer lugar era necesario, frente a una previsión de implantación masiva el disponer de un dispositivo de captación y registro de fonocardiogramas en los medios más diversos y por personal no especializado. No se puede pretender que a la cabecera de cualquier recién nacido, y en cualquier medio, exista un personal experto y una instalación de fonocardiografía propios de centros de especialidad. Era, entonces, necesario organizar una línea de investigación encaminada al cálculo teórico, diseño, construcción y ensayo de un Registrador adecuado que cumpliera tales requisitos sin menoscabo de la precisión necesaria en los registros con él obtenidos.

Como resultados de estos trabajos se presenta un Registrador en cassettes que describe el apartado 5. Este aparato, de pequeñas dimensiones y fácil transporte y manejo, permitirá la recogida de FCG en cualquier lugar, a la cabecera del niño, por personal escasamente adiestrado. La cassette (del tipo comercial habitual) así grabada con uno o muchos registros convenientemente identificados, puede ser enviada por correo, teléfono o radio, al centro de análisis de FCG que, de modo automático, determinará en su día si los diversos parámetros físicos de las ondas del fono se ajustan o no a los patrones de normalidad para que, en su caso, sea rechazado el trazado con indicación de las razones de la correspondiente alarma.

En segundo lugar había que definir patrones de normalidad y tolerancias o límites de alarma de parámetros fonocardiográficos de sencilla determinación a la vez que contenido significativo de información. Con ellos será ya posible indicar al sistema de proceso seriado que en su día se implante, los márgenes de tolerancia que permitirán considerar a los sucesivos registros que se reciban como normales o sospechosos de anormalidad, bien por escapar de los límites uno de los parámetros de un modo aislado, o bien por escapar de ellos dos o más, conjuntamente, de acuerdo con las tolerancias de seguridad que en su día se adopten.

El haber trabajado con tan gran número de datos ha hecho posible, a la vez, utilizar las modernas técnicas de investigación automática con ordenador para encontrar gran cantidad de leyes experimentales que relacionan entre sí numerosas parejas de las variables medidas en registros normales. Esta colección de 40 ecuaciones que se presenta, obtenidas como fórmulas de regresión a partir de los 40 coeficientes de correlación significativos encontrados en la matriz de cruce de cada una de las variables medidas con todas las demás aportarán, sin duda, un conocimiento más profundo de las relaciones internas entre magnitudes físicas del FCG; y aunque muchas de ellas no reflejen en sí un interés práctico actual, pueden cobrar, como dijimos, su importancia al analizar, en sucesivas investigaciones, su evolución o modificación en el estudio de situaciones patológicas o en los procesos de adaptación del recién nacido. Como es sabido, estas ecuaciones de regresión permiten, sin necesidad de medición alguna, estimar el valor medio que tomará la primera de las variables que en ellas fi-

guran, en función del valor que se conozca para la otra en un recién nacido dado.

Todos los resultados estadísticos de los parámetros fonocardiográficos que se han medido en el trabajo, así como la colección de ecuaciones experimentales significativas halladas, constituyen un estudio del FCG del recién nacido normal en las primeras veinticuatro horas de la vida, que desborda incluso el planteamiento inicial que, como finalidad de esta tesis orientada a exámenes preventivos de salud, nos habíamos fijado desde el primer momento. Tanto es así que los hallazgos que presentamos pueden constituir un material de arranque en aplicación práctica al análisis de datos acústico-geométricos morfológicos del fonocardiograma para estudio de anormalidades. Los hallazgos manifiestan que el FCG normal de ajusta a rigurosas leyes físicas que pueden ser cuantificadas y que, con seguridad, sus alteraciones responderán a estas bases y podrán ser investigadas: La investigación futura en esta línea habrá de pasar de lo morfológico a lo físico y matemático. No cabe duda de que la debatida y aun no totalmente aclarada cuestión del verdadero origen de los ruidos cardíacos, podrá aprovechar los resultados presentados para clarificar la participación de las diversas estructuras orgánicas en la génesis real de los diferentes tonos cardíacos fisiológicos e incluso, en un sentido más futurista, de los patológicos. No ha constituido un objetivo de nuestra Tesis el profundizar en la interpretación real de nuestros hallazgos desde tal punto de vista; pero el hecho concreto está en que se presenta una serie de relaciones indiscutibles y sig-

nificativas entre una gran cantidad de parámetros del fonocardiograma. La investigación futura habrá de considerar la época en que los ruidos cardíacos estén perfectamente establecidos. No hay que olvidar que nuestros hallazgos están orientados, pero por ello condicionados, a las primeras veinticuatro horas de vida. Un programa similar sería aplicable con datos recogidos en muestras de características diferentes, completando así el material necesario para una investigación de la génesis fisiológica y patológica de los ruidos. Se observa que en el presente estudio sólo se han incluido el primero y el segundo tonos cardíacos, por ser los de mejor identificación en los registros para las mediciones geométricas que fueron efectuadas; a la vez que, sin olvidar la orientación preventiva de este trabajo tantas veces citada, consideramos que son suficientes para desenmascarar trazados sospechosos de anormalidad.

Las tablas que figuran en el apartado 6.1 "Valores normales, tolerancias y límites de alarma del recién nacido" no precisan de comentarios adicionales. Únicamente se puede añadir que de las cuatro tablas diferentes que se presentan para los parámetros del primero y del segundo tono cardíaco (frecuencia, amplitud, duración y número de picos) según el filtro empleado en el registro y que se han denominado con los encabezamientos FONO 1, 2, 3 y 4, será necesario seleccionar, a la hora de servir de entrada al ordenador para fijar futuros límites de alarma, aquélla que mejor se ajuste en su banda de frecuencias al sistema de registro seleccionado. Si el sistema elegido fuera nuestro Registrador, la banda más adecuada sería la correspondiente al FONO 4.

Respecto al apartado 6.2 "Leyes experimentales obtenidas entre los diversos parámetros del fonocardiograma del recién nacido relacionados significativamente", incluimos a continuación unos breves comentarios, a modo de discusión, de los resultados obtenidos en las cuarenta relaciones experimentales halladas en forma de ecuaciones de regresión.

Las ecuaciones 1 y 2 permiten analizar, cuando aumenta o disminuye la frecuencia cardíaca, a expensas de qué período lo hace preferentemente: si a expensas del intervalo sistólico (distancia I - II) o del diastólico (distancia II - I). Como ejemplo, al margen del interés preventivo fundamental de este trabajo, de las posibilidades abiertas con las ecuaciones halladas para la investigación de la fisiología cardíaca, podemos analizar el caso en que la frecuencia cardíaca pasara de 120 a 130 pulsos por minuto. En la ecuación 1 vemos que, en tal caso, la distancia del tono I al II (período sistólico) pasaría de 0,240 a 0,222 segundos, con lo que se reduciría en un 7,5 % ; mientras que en la ecuación 2 vemos que, para esa misma variación en la frecuencia cardíaca, la distancia del II al I tono cardíaco (período diastólico) pasaría de 0,280 a 0,250 segundos, con lo que su reducción sería de un 10,7 % . En contra de lo que quizás podría parecer lógico pensar, la reducción del período por aumento de la frecuencia cardíaca se hace más a costa de la diástole que de la sístole. Coeficientes de correlación tan excelentes en estas leyes experimentales amparan con suficientes rigor científico y seguridad estadística este tipo de conclusiones.

La ecuación 3 cuantifica una ley que tiene una traducción fisiológica evidente: La frecuencia del primer ruido depende de la intensidad de cierre mitral; la distancia desde Q del ECG al primer tono es la fase pre-isosistólica (tiempo desde el impulso eléctrico al cierre valvular), que equivale al tiempo de generación de energía suficiente para el cierre pasivo de la válvula mitral. Si esta distancia aumenta, por la razón que sea, el cierre será más perezoso. La ecuación 3 cuantifica esta "pereza".

La ecuación 4 traduce y mide el fenómeno siguiente: El segundo tono depende del cierre sigmoideo y, de alguna manera, de la presión diastólica aórtica y pulmonar, condicionantes de la frecuencia de dicho segundo tono.

La ecuación 5 refleja el ajuste del ciclo a una eyección y a un llenado. Cuando la distancia del segundo al primer tono aumenta, mide el aumento correspondiente de la distancia del primero al segundo a expensas de la frecuencia cardíaca y diferente proporción según se vio en las regresiones 1 y 2.

La ecuación 6 valora la explicación fisiológica razonable de que las causas de que se presente un cierre mitral mayor (o menor) son lógicamente las mismas de que haya un cierre sigmoideo mayor (o menor). Por ejemplo, mayor (o menor) velocidad de paso de sangre que, en definitiva, condiciona la frecuencia intrínseca de ambos ruidos cardíacos.

En la ecuación 7 no solo se refleja, sino que también se cuantifica, el fenómeno fisiológico siguiente: La altura del segundo tono está en relación directa con la fuerza de choque de la columna de sangre sobre las sigmoideas; la frecuencia del segundo tono está igualmente en relación con la velocidad de la sangre que las atraviesa; lógicamente, a mayor velocidad de sangre (más frecuencia) habrá mayor fuerza de cierre (más altura).

La ecuación 8 valora el mismo fenómeno que se describió para la ecuación 6; pero en el canal 4 del registro, es decir, con otra banda de paso de frecuencias en el filtro.

Las ecuaciones 9 a 18, ambas inclusive, traducen y cuantifican relaciones entre los tonos cardíacos cuando varían los filtros de frecuencias en los canales del registro fonocardiográfico. Es decir, cómo varían las diferentes alturas o amplitudes de los tonos I ó II, según los diferentes filtros utilizados, en todas aquellas combinaciones que resultaron con coeficientes de correlación de alta significación, que autorizaron el cálculo de las fórmulas de regresión correspondientes.

La ecuación 19 refleja la relación, ya ampliamente publicada, entre la talla y el peso del recién nacido de veinticuatro horas, en una fórmula que permite estimar el peso medio que presentará un recién nacido si se conoce su talla. Habida cuenta de que esta puede ser aproximada radiográficamente, disponemos así de un procedimiento de estimación del peso.

La ecuación 20 refleja la relación, también ya muy estudiada, entre el peso y el perímetro craneal del recién nacido.

Y la ecuación 21 relaciona la talla con el perímetro craneal. Estas últimas tres ecuaciones, en las que no intervienen parámetros fonocardiográficos, son incluidas porque han sido, también, hallazgos indirectos del proceso de datos automático para nuestro estudio estadístico.

La ecuación 22 explica y cuantifica el fenómeno fisiológico siguiente: Un alargamiento en el llenado del ventrículo derecho puede ser debido al cierre a tiempo de la válvula mitral pero con cierre retrasado de la tricúspide. Lógicamente, cuando aún no se ha cerrado la tricúspide ya se está contrayendo el ventrículo izquierdo y, por consiguiente, el cierre de la pulmonar se retrasará con respecto al de la aórtica. Por tanto, tal como refleja la fórmula, a más anchura del primer tono cardíaco corresponderá más anchura en el segundo. Sin embargo, como dato curioso, podemos calcular las proporciones de alargamiento con ayuda de la fórmula o la gráfica 22: A un alargamiento del II tono, de 0,06 a 0,08 segundos (es decir, de un 33 %), corresponderá un alargamiento del I tono de 0,075 a 0,094 segundos (es decir, de un 25 %). Por consiguiente, se puede deducir que el mayor porcentaje de alargamiento que sufre el II tono frente al I traduce una inercia fisiológica en el fenómeno. Al mismo resultado llegaríamos si tomáramos como referencia la tricúspide y supusiéramos que se anticipa el cierre de la mitral.

La ecuación 23 se refiere exclusivamente al cambio de filtro de frecuencias en los dos canales del trazado. Lógicamente las anchuras o duraciones del primer tono están, en ambos casos, bien relacionadas. La fórmula de regresión mide esta relación.

El fenómeno que refleja la ecuación 24 se explica convenientemente al analizar la 27.

La ecuación 25 valora el que si las frecuencias intrínsecas del I y II tono están ligadas, el número de picos que presentarán ambos también, lógicamente, lo estarán.

La ecuación 26 recoge el mismo fenómeno expresado en la 23; pero esta vez referido al segundo tono cardíaco.

La ecuación 27 explica y cuantifica el siguiente fenómeno: Desde el punto de vista físico, si se mantiene la frecuencia intrínseca del ruido, a mayor anchura o duración del mismo, cabe mayor número de picos. Desde el punto de vista fisiológico, si el primer tono es más ancho, se separan más los cierres de la mitral y de la tricúspide; si es estrecho, ambos cierres tienden a coincidir. La ecuación valora estas relaciones.

Las ecuaciones 28 y 29 traducen relaciones ligadas al cambio de filtros en los canales del registro, con bandas de frecuencia distintas.

Las ecuaciones 30, 32, 34, 36, 38 y 39 traducen fenómenos semejantes al indicado en la ecuación 27.

Y las ecuaciones 31, 33, 35 y 37 reflejan fenómenos físicos correspondientes al cambio de filtros en los distintos canales del registro, en relación a la anchura y número de picos de los sonidos cardíacos.

Por último, la ecuación 40 explica el fenómeno conocido (no significativo desde el punto de vista estadístico en el recién nacido, como hemos indicado en otro momento) de la variación de la frecuencia cardíaca según las excursiones respiratorias, por mecanismo vagal.

Vemos, pues, en este breve comentario a las distintas ecuaciones de regresión significativas halladas en este trabajo, las posibilidades que se abren para una valoración cuantificada de fenómenos fisiológicos, y en su día patológicos, a la hora de profundizar en el significado y en la génesis de los sonidos cardíacos.

Y para terminar, respecto al apartado 6.3 "Patrón estadístico del fonocardiograma normal del recién nacido en las primeras veinticuatro horas", hemos de comentar el indiscutible interés que, a golpe de vista y en su aspecto general morfológico, supone el disponer de un patrón gráfico de normalidad del FCG. El hecho de que un nuevo registro quede dentro de la zona oscurecida en los esquemas le da, de entrada, una característica global de normalidad dentro de la tolerancia expresada del 50 por ciento. Se presentan, como ya se ha explicado

repetidamente, cuatro esquemas o patrones correspondientes a los cuatro canales del registrador utilizados, según los diferentes filtros de frecuencias habitualmente empleados. Es de notar la sucesiva e incrementada importancia que va adquiriendo el segundo tono cardíaco a medida que la banda del sistema de filtrado va aumentando en frecuencia de paso permitido. La explicación está, simplemente, en que la frecuencia intrínseca del segundo ruido es mayor que la del primero (como se ve en las tablas estadísticas que esta Tesis presenta) y, lógicamente, los ruidos de más alta frecuencia pasan mejor por filtros de banda más alta que los de más baja frecuencia. La razón fisiológica estará en que la presión necesaria para el cierre de las válvulas aurículo-ventriculares es pequeña (del orden de 8 a 10 mmHg en aurícula izquierda), mientras que la presión para el cierre de las sigmoideas (aórtica y pulmonar) es la presión de choque de la columna de sangre de los grandes vasos (aorta, 60 mmHg; pulmonar, 15 mmHg).

356

8.- PERSPECTIVAS FUTURAS

8.1 PERSPECTIVAS DE APLICACION SANITARIA INTEGRADA PARA UN ANALISIS AUTOMATICO SERIADO DE FONOCARDIOGRAMAS EN POBLACIONES DE RECIEN NACIDOS

Al igual que otros registros, como el electrocardiograma, han sido ya convenientemente analizados para que los ordenadores electrónicos puedan interpretarlos de un modo automático en grandes poblaciones, se ha pretendido con este trabajo iniciar los primeros pasos para un futuro tratamiento automático del registro fonocardiográfico en recién nacidos.

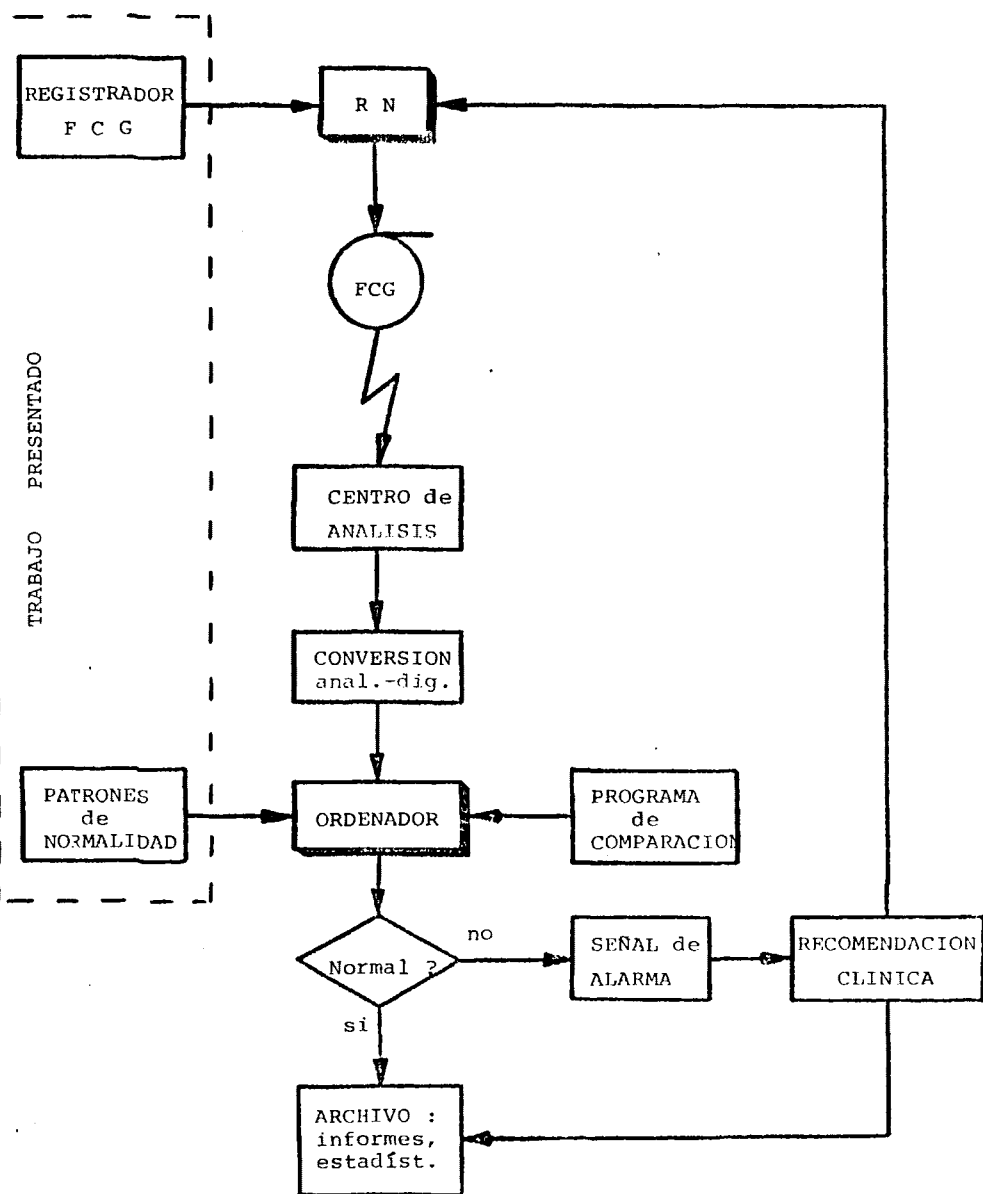
La complejidad de las ondas del FCG, comparada con la relativa sencillez y uniformidad morfológicas de las ondas del ECG, unida a la no definición, hasta el momento, de los patrones de normalidad de los registros, hacía inabordable la posibilidad de una interpretación automática del fonocardiograma.

Como técnica complementaria, entendemos que su contribución a la exploración cardiológica, de un modo aislado, no llegará a permitir un diagnóstico definitivo en cualquiera de las alteraciones que el análisis del FCG pueda detectar. Sin embargo, el descubrimiento precoz de algún signo de alteración en el FCG constituye, sin duda, una excelente señal de alarma para posteriormente realizar un estudio clínico profundo. Se trata de poder conseguir que tales señales de alarma puedan ser proporcionadas

de un modo seriado por un ordenador al que se haga llegar un gran número de registros procedentes de masas de población. Esta idea, del máximo interés en medicina preventiva, es ya una realidad en registros de menor complejidad eléctrica como el ECG (apartado 3.2 "Antecedentes").

El esquema de una futura aplicación a poblaciones de recién nacidos, a nivel institucional (hospital, maternidad), o a niveles regional o nacional, fue expuesto en el apartado 2 ("Descripción general"). Lo reproducimos ahora para comentar los pasos que constituyen un programa de tratamiento automático de datos fonocardiográficos, tal como lo concebimos, utilizando los resultados que presentamos en esta Tesis; resultados que abarcan dos vertientes: diseño del Registrador para grabación sencilla del FCG y patrones de normalidad y límites de alarma en estos registros.

Con el Registrador, de reducidas dimensiones y manejo sencillo, que puede ser transportado sin dificultad a cualquier lugar y manejado por un personal médico o auxiliar ligeramente adiestrado, se habrá de grabar en cinta magnetofónica comercial (cassette) el fonocardiograma del recién nacido. Naturalmente, a partir de esta cinta y con un registrador gráfico o pantalla de rayos catódicos, este FCG puede ser reproducido y visualizado; pero en la aplicación seriada que nos ocupa, la importancia de esta cinta está en que puede ser enviada por correo, y en una segunda fase telefónicamente o por radio, a un centro de análisis por ordenador, que puede simultanear este proceso con el del registro electrocardiográfico. La grabación conte-



nida en la cinta, en forma de onda continua o analógica, ha de ser precisamente convertida en una grabación discontinua, es decir, digital o numérica, para que pueda ser introducida en el ordenador como tabla de números (tiempos y milivoltios), y pueda aquél procesarla. La conversión analógico-digital es un problema técnico ampliamente resuelto para cualquier tipo de ondas.

Una vez admitido el fonocardiograma, el ordenador debe recibir, por un lado, los patrones de normalidad que previamente hayamos fijado para tales registros, así como los límites de alarma correspondientes, sobrepasados los cuales el registro deberá ser apartado, con indicación expresa de las razones, para su inmediata comunicación al lugar de origen; y por otro, el programa estadístico de comparación por medio del cual habrá de conocer los diversos cálculos que deberá efectuar con la curva fonocardiográfica recibida para analizar si escapa o no de los límites de alarma prefijados para los diversos parámetros estudiados en el registro.

De la comparación sucesiva de todos los parámetros de normalidad indicados para los diversos componentes de frecuencias, tiempos, amplitudes, etc. de los sonidos cardíacos del FCG con los correspondientes que el propio ordenador calcula en los registros que le van llegando, y de acuerdo con el programa establecido, se obtendrá la respuesta de normalidad o de sospecha de anormalidad; en este último caso, con la consiguiente señal de alarma que, acompañada en lo posible de una recomendación clínica automática, se hará llegar al médico que envió el registro.

Entendemos que el margen del 50 por ciento (mitad del colectivo medido en nuestra muestra de niños normales) puede constituir un buen indicador de los límites de alarma, sobrepasados los cuales (bien por exceso o bien por defecto), puede ser apartado el correspondiente FCG como índice de sospecha de anormalidad, en especial si se diera la coincidencia de situaciones extremas en más de un parámetro del registro. De cualquier forma, también se presentan los límites del 95 por ciento para situaciones extremas únicas o aisladas. La determinación, en su día, de los definitivos límites de alarma en el programa de análisis automático seriado constituirá un importante capítulo de investigación futura, ya que no siempre habrá que mantener una fracción constante de desviación típica a cada lado de la media como tolerancia, dependiendo de la simultaneidad y gravedad de situaciones extremas presentadas. Sin embargo, el cálculo estadístico para proporciones diferentes del 50 ó del 95 por ciento es inmediato, una vez conocidos los valores de la media y de la correspondiente desviación típica.

Con los registros normales en todos sus componentes, e incluso con los anormales una vez indicada la anormalidad, el ordenador podrá confeccionar toda clase de informes, estadísticas, etc. de interés en campañas epidemiométricas y de prevención sanitaria.

Pero es la identificación individual y precoz de enfermedades o defectos inadvertidos mediante la utilización de este tipo de pruebas prediagnósticas, punto básico de los exámenes colec-

tivos de salud, el primordial objetivo de un programa automático de análisis así concebido.

No se pretende hacer un diagnóstico, y los pacientes que presenten resultados sospechosos deberán ser enviados a sus médicos respectivos para obtener el diagnóstico exacto y el tratamiento necesario. Se pretende conseguir un método sencillo, rápido y estandarizado, para seleccionar los sanos de aquéllos que presenten algún signo que produzca una sospecha de enfermedad.

8.2 LINEAS DE INVESTIGACION FUTURA

La aplicación considerada en el apartado anterior, que tendría por objetivo la creación de un Centro de análisis automático de fonocardiogramas en poblaciones de recién nacidos requiere probablemente una disponibilidad de medios para su estudio que no siempre estará al alcance de investigadores individuales o de grupos reducidos de investigación propios de los departamentos de nuestras instituciones universitarias u hospitalarias. Creemos, sin embargo, que el trabajo aquí presentado deja abiertas algunas puertas para su continuación, que exponemos seguidamente, como sugerencias a quienes pudieran estar interesados en el estudio profundo del fonocardiograma del niño.

Si bien hemos limitado nuestro trabajo al análisis del FCG en niños clínicamente normales, es evidente que un complemento inmediato a estos estudios será el extender el campo de investigación a recién nacidos no normales, en función de su situación patológica. Será interesante observar cómo se modifican los parámetros de normalidad que aquí se exponen en relación con las alteraciones principales de la cardiología infantil. Si los parámetros que se estudian fueran los mismos, el proceso de la toma de datos y su tratamiento con ordenador pueden ser válidos tal como aquí han sido descritos. Puede ser interesante, incluso, el

analizar otros parámetros de las ondas del FCG, con el fin de encontrar nuevos valores y ecuaciones de regresión. Por otra parte, incluso en los mismos niños normales, podría ampliarse el estudio al análisis de los parámetros fonocardiográficos en función de circunstancias diferenciales, por ejemplo el sexo, la paridad, las semanas de gestación, etc., para una posterior comparación estadística que determine posibles diferencias significativas.

Mención especial, ante las perspectivas de una investigación futura en esta línea, merece la posibilidad de realizar estudios sucesivos, longitudinales en recién nacidos, seguidos fonocardiográficamente desde el momento del parto, para analizar si se van modificando, y cómo, los parámetros que definen sus registros. Esto, a lo largo de la primera etapa de la vida, con los importantes cambios anatómicos y funcionales que en ella tienen lugar, reviste un atractivo interés. Y no solamente en niños normales sino, incluso, en situaciones patológicas. Los mismos análisis estadísticos serán los encargados de justificar, en cada caso, la significación y seguridad de las diferencias que, indudablemente, se habrán de encontrar, para llegar a definir con rigor la acomodación del niño en relación con la normalidad o anormalidad del parto, en su vertiente primaria de un sufrimiento fetal, de una patología pulmonar o de una cardiopatía. El primer supuesto lleva directamente al problema de alto riesgo de lesión cerebral y consiguiente subnormalidad. Ante esta amplia perspectiva entendemos, modestamente, que en nuestro trabajo nos hemos quedado, sin duda, muy en el principio de una línea de investigación que, aparte de su aplicación preventiva an

tes citada, puede aportar nuevos datos al desarrollo de una técnica sencilla, y sobre todo incruenta, de alto interés diagnóstico en la cardiología pediátrica y procesos de acomodación del recién nacido, con toda la problemática que ello conlleva en razón a una definición del estado de salud o enfermedad.

366

9.- BIBLIOGRAFIA

9.1 BIBLIOGRAFIA FONOCARDIOGRAFICA

AGRESS, C.M. y col.: "New method for analyzing heart vibrations". Amer. J. Cardiol. 4-184. 1959.

ALEKSEEVA, G.M.: "Peculiarities of PCG in neonates born in asphyxia". Pediatrics. 52-66. 1973

ALLARD, F.M.: "Enregistrement des pressions et des sons a l'intérieur du coeur". La Naturelle. Dunod. Paris. 1958.

ALQUER, A. y col.: "Sound spectrographic studies of normal heart sounds". Z. Kardiologie. 62-784. 1973.

ASIN, E.: "Mecano-cardiografía". Berenguer B. Madrid. 1972.

AYGEN, M.M. y col.: "The splitting of the second heart sound in normal subjects and in patients with congenital heart disease". Circulation. 25-328. 1962.

BARBOSA, F.J. y col.: "El fonocardiograma y el cardiograma apexiano en la insuficiencia mitral". Arch. Instit. Card. México. 34-362. 1964.

BECK, W. y col.: "Haemodynamic effects of amyl nitrite and phenyllephrine on the normal human circulation and their relation to changes in cardiac murmurs". Amer. J. Cardiol. 8-341. 1961.

BENCHIMOL, A. y col.: "The value of the apexcardiogram as a reference tracing in phonocardiography". Amer. J. Cardiol. 61-485. 1961.

BENCHIMOL, A. y col.: "The normal and abnormal apexcardiogram. Its physiologic variation and its relations to intracardiac events". Amer. J. Cardiol. 12-368. 1963.

BLEIFER, S. y col.: "The auscultatory and phonocardiographic signs of ventricular septal defect". Amer. J. Cardiol. 5-191. 1960.

BLEIFER, S. y col.: "The auscultatory and phonocardiographic findings in mitral regurgitation". Amer. J. Cardiol. 5-836. 1960.

BOUSVAROS, G.A.: "Effects of norepinephrine on the phonocardiographic, auscultatory and haemodynamic features of congenital and acquired heart disease". Amer. J. Cardiol. 8-328. 1961.

BOUSVAROS, G.A.: "Response of phonocardiographic and haemodynamic features of mitral stenosis to inhalation of amyl nitrite". Amer. Heart J. 63-101. 1962.

BOYER, S.H. y col.: "Second heart sound in atrial septal defect". Circulation. 18-697. 1958.

BOYER, S.H. y col.: "Physiologic splitting of the second heart sound". Circulation. 18-1010. 1958.

BRAUDO, M. y col.: "Auscultation of the heart. Early neo-natal period". Amer. J. Dis. Child. 101-575. 1961.

BRAUNWALD, E. y col.: "Origin of heart sounds as elucidated by analysis of the sequence of cardiodynamic events". Circulation. 18-971. 1958.

CASTLE, R.F. y col.: "Auscultation of the heart in infants and children". Pediatrics. 26-511. 1960.

CASTLE, R.F. y col.: "The mechanism of respiratory variation in splitting of the second heart sound". Circulation. 24-180. 1961.

GRAIGE, E.: "Phonocardiography in interventricular septal defects". Amer. Heart J. 60-51. 1960.

CREVASSE, L. y col.: "The mechanism of the generation of the third and fourth heart sounds". Circulation. 25-635. 1962.

CURTISS, E.I. y col.: "Mechanism of normal splitting of the second heart sound". Circulation. 51-157. 1975.

DACK, S. y col.: "Mitral stenosis, auscultatory and phonocardiographic findings". Amer. J. Cardiol. 5-815. 1960.

DEUCHAR, D.C.: "Fonocardiografía clínica". Elicien. Barcelona 1966.

DI BARTOLO, G. y col.: "Hemodynamic correlates of the first heart sound". Amer. J. Physiol. 201-888. 1961.

EFFERT, S.: "Intrakardiale phonokardiographie". Deutsche Med. Wochenschrift. Stuttgart, 2316, 53. 1960.

EISENBERG, E. y col.: "Phonocardiographic features of atrial septal defect". Circulation. 20-490. 1959.

FAIVRE, G. y col.: "La phonocardiographie endocavitaire. Ses applications cliniques, son intérêt diagnostique". Rev. Méd. de Nancy. T. LXXXVI. 1961.

FERUGLIO, G.A.: "Intracardiac phonocardiography: a valuable diagnostic technic in congenital and acquired heart disease". Amer. Heart. J. 58-827. 1959.

FERUGLIO, G.A.: "Intracardiac phonocardiography in ventricular septal defect". Circulation. 21-49. 1960.

FISHLEDER, B.L.: "Exploración cardiovascular y fonomecanocardiografía clínica". Prensa Médica Mexicana. 1966.

GABOR, G. y col.: "Determination of systolic time intervals using the apexcardiogram and its first derivative". Amer. J. Cardiol. 30-217. 1972.

GARRARD, C.L. y col.: "The relationship of alterations in systolic time intervals to ejection fraction in patients with cardiac disease". Circulation. 42-455. 1970.

GOULDING, L.G.: "Intracardiac pressure and sound recording". The J. of the Soc. Cardiol. Tech. of Great Britain. 4-5. 1960

GRAY, I.R.: "Paradoxical splitting of the second heart sound". Brit. Heart J. 18-21. 1956.

HALLIDIE-SMITH, K.A.: "Some auscultatory and phonocardiographic findings observed in early infancy". Brit. Med. J. 1-756. 1960.

HARING, O.M. y col.: "Phonocardiography in patent ductus arteriosus". Circulation. 10-501. 1954.

HARRIS, L.C. y col.: "Duration of the phases of mechanical systole in infants and 'children". Amer. J. Cardiol. 14-448. 1964.

HARTMAN, H.: "El registro conjunto del fonocardiograma, pulso venoso y arterial". Archiv. del Inst. de Card. de México. 31-39. 1961.

HEINTZEN, P.: "The genesis of the normally split first heart sound". Amer. Heart J. 62-332. 1961.

HOLLDACK, K.: "Nociones de fonomecanocardiografía". Prensa Méd. Mejicana. 1965.

HOLLMAN, A. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic findings in ventricular septal defect". Circulation. 28-94. 1963.

HURST, J.W.: "The heart". McGraw-Hill Book Co. N.Y. 1978.

IKEGAYA, K. y col.: "An application of digital filter for extraction of characteristic pattern from cardiac sounds". Jap. J. Med. Electron. 10-409. 1972.

IYENGAR, R.N. y col.: "Antenatal diagnosis of congenital heart disease by fetal phonocardiography". Amer. Heart J. 83-801. 1972.

JULIAN, D. y col.: "Heart sounds and intracardiac pressures in mitral stenosis". Brit. Heart J. 19-486. 1957.

KESTELOOT, H.: "On the clinical value of mechanocardiography". Europ. J. Cardiol. 4/3-393. 1976.

KINCAID, P. y col.: "The atrial sound and the atrial component of the first heart sound". Brit. Heart J. 21-470. 1959.

KINCAID, P. y col.: "The atrial sound in hypertension and ischaemic heart disease". Brit. Heart J. 21-479. 1959.

KUZNETSON, A.I.: "Significance of some components of phonocardiography in the diagnosis of cardiac changes in children". Pediatrics. 50-58. 1971.

LAURENS, P.: "Considérations sur l'origine des bruits du coeur". Acta Cardiol. 19-327. Bruxelles. 1964.

LEATHAM, A.: "Phonocardiography". Brit. Med. Bull. 8-333. 1952.

LEATHAM, A.: "Splitting of the first and second heart sound". Lancet. 2-607. 1954.

LEATHAM, A. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic signs of atrial septal defect". Brit. Heart J. 18-193. 1956.

LEATHAM, A. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic signs of pulmonary stenosis". Brit. Heart J. 19-303. 1957.

LEATHAM, A.: "Auscultation of the heart". Lancet. 2-703. 1958.

LEATHAM, A.: "Auscultation of the heart. Hear murmurs". Lancet. 2-757. 1958.

LEATHAM, A.: "Systolic murmurs". Circulation. 17-601. 1958.

LEATHAM, A. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic signs of ventricular septal defect with left-to-right shunt". Circulation. 25-318. 1962.

LEATHAM, B. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic findings in healthy children with systolic murmurs". Brit Heart J. 25-451. 1963.

LEPPOLD, R. y col.: "Spectrum analysis of first and second heart sounds". Verh. Dtsch. Ger. Inn. Med. 81-699. 1975.

LESSOF, M.: "Heart sounds and murmurs in ventricular septal defect". Guy's Hosp. Rep. 108-361. 1959.

LEVINE, S.A.: "Auscultation of the heart". Brit. Heart J. 10-213. 1948.

LEVINE, S.A. y col.: "Auscultación clínica del corazón". Ed. Toray. Barcelona. 1968.

LEWIS, D.H.: "Intracardiac phonocardiography in man". Circulation. 16-764. 1957.

LEWIS, D.H. y col.: "Intracardiac phonocardiography in the diagnosis of congenital heart disease". Pediatrics. 23-837. 1959.

LEWIS, D.H. y col.: "Intracardiac phonocardiography". Prog. Cardiovasc. Dis. 2-85. 1959.

LEWIS, R.P. y col.: "A critical review of the systolic time intervals". Circulation. 56-146. 1977.

LONAKO, L.T. y col.: "Phonocardiogram study of full term and premature newborn infants". Akus. Ginekol. 49-61. 1973.

LONAKO, L.T.: "Particularities of the phonocardiogram in healthy newborn infants during the first day of life". Akus. Ginekol. 2-64. 1975.

LUBAVIN, K.G. y col.: "Spectrum analysis of cardiac sounds in healthy schoolchildren". Pediatría. 27-351. 1975.

LUISADA, A.A. y col.: "Mechanisms of production of the first heart sound". Amer. J. Cardiol. 168-226. 1952.

LUISADA, A.A.: "Simple method for recording intracardiac electrocardiograms and phonocardiograms during left or right heart catheterization". Amer. Heart J. 54-531. 1957.

LUISADA, A.A. y col.: "Murmurs in children: a clinical and graphic study of 500 children of school age". Ann. Intern. Med. 48-597. 1958.

LUISADA, A.A.: "Symposium on phonocardiography". Amer. J. Cardiol. 4-1. 1959.

LYON, R.A. y col.: "Heart murmurs in newborn infants". J. Pediat. 16-310. 1940.

MACREZ, C.: "Actualité de la phonocardiographie". La Presse Méd. 71, n°22. 1963.

MARTRET, L.: "Valoración fonomecanográfica de la insuficiencia contráctil del miocardio". IX Reunión Nacional de la Soc. Esp. de Cardiol. Oviedo, 1969.

MASAYA, K. y col.: "Auscultatory perception of the fourth heart sound effects of interval from fourth to first sound (S_4 - S_1) and aging". Amer. J. Cardiol. 37-850. 1976.

McKUSICK, V.A. y col.: "Spectral phonocardiography: problems and prospects in the application of the Bell sound spectrograph to phonocardiography". Bull. Johns Hopk. Hosp. 94-187. 1954.

McKUSICK, V.A.: "Cardiovascular sound in health and disease". The Williams & Wilkins Co. Baltimore. 1958.

MENG, R. y col.: "The use of noninvasive methods in the evaluation of left ventricular performance in coronary artery disease. Relation of systolic time intervals to angiographic assessment of coronary artery disease severity". Amer. Heart J. 90-134. 1975.

MILLS, P.G. y col.: "Echophonocardiographic studies of the contribution of the first heart sound". Circulation. 54-944. 1976.

MONROE, R.G. y col.: "Simple device for the continuous recording of respiration during cardiac catheterization". Amer. J. Med. Elect. 3-281. 1964.

MOSS, A.J.: "HEART disease in infants, children and adolescents". The Williams and Wilkins Co. Baltimore. 1978.

MOUNSEY, P.: "The opening snap of mitral stenosis". Brit. Heart J. 15-135. 1953.

MOUNSEY, P.: "The early diastolic sound of constrictive pericarditis". Brit. Heart J. 17-143. 1955.

- NADAS, A.S.: "Pediatric Cardiology". WB Saunders Co. 1957.
- NADAS, A.S.: "Pediatric Cardiology". 2nd. ed. Philadelphia Saunders. 1963.
- NAYAB, A.: "Loud first intervals". Amer. J. Cardiol. 35-435. 1975.
- PEROSIO, A.M.A. y col.: "The first heart sound: Its relation with the apexcardiogram". Amer. J. Cardiol. 32-283. 1973.
- QUERO, M.: "Cardiopatías congénitas". Ed. Científico-Médica. Madrid. 1973.
- RAPPAPORT, M.B. y col.: "The graphic registration of the normal heart sounds". Amer. Heart J. 23-591. 1942.
- REINHOLD, J. y col.: "Relation of the first and second heart sounds to events in the cardiac cycle". Brit. Heart J. 17-70. 1957.
- RICHARDS, M.R. y col.: "Frequency and significance of cardiac murmurs in the first year of life". Pediatrics. 15-169. 1955.
- ROSNER, S.W. y col.: "Beat-to-beat variation in the split second heart sound". Amer. J. Cardiol. 13-333. 1964.
- ROSSEN, R.M. y col.: "Phonoangiography by autocorrelation". Circulation. 55-626. 1977.
- SANDERSON, J.N.: "Handy heart sound simulator". Amer. J. Cardiol. 36-925. 1975.
- SARKADY, A. y col.: "Computer analysis technique for phonocardiogram diagnosis". Comput. Biomed. Res. 9-349. 1976.
- SCHELLING, J.L. y col.: "Intérêt de l'enregistrement simultané du phonocardiogramme et du cardiogramme apexien". Cardiol. 36-199. 1960.
- SHAFTER, H.A.: "Splitting of the second heart sound". Amer. J. Cardiol. 6-1013. 1960.

- SHAH, P.M. y col.: "Hemodynamic correlates of the various components of the first heart sound". *Circulat. Res.* 12-386. 1963.
- SHIROKOV, V.S.: "Error in the lead-in of phonocardiograms in digital computer". *Nov. Med. Priborostv.* 2-40. 1971.
- SOULIE, P.: "Bruits et pressions cardiovasculaires enregistrés in situ à l'aide d'un micromanomètre". *Arc. des Mal. du Coeur.* 121-2. 1959.
- SOULIE, P.: "Le son intracardiaque". *Arch. des Mal. du Coeur. Suppl.* 1. 1961.
- SPENCER, M.P. y col.: "The origin and interpretation of murmurs in coarctation of the aorta". *Amer. Heart J.* 56-722. 1958.
- SPODICK, D.H. y col.: "Audibility of S 1". *Circulation.* 54-848. 1976.
- SUAREZ DE LEZO, J. y col.: "Valor del apexcardiograma como determinante del estado funcional miocárdico". *Congr. Soc. Esp. Cardiol. Sevilla* 1976.
- TAFUR, E. y col.: "The normal apexcardiogram: its temporal relationship to electrical, acoustic and mechanical cardiac events". *Circulation.* 30-381. 1964.
- Van BOGAERT, A. y col.: "Contribution à l'étude du premier bruit du coeur normal". *Arch. des Mal. du Coeur.* 55-368. 1962.
- VOGELPOEL, L. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic assessment of pulmonary stenosis with intact ventricular septum". *Circulation.* 22-55. 1960.
- VOGELPOEL, L. y col.: "Auscultatory and phonocardiographic assessment of Fallot's tetralogy". *Circulation.* 22-73. 1960.
- VOZUMI y col.: "Simplification of simultaneously recorded multi-filter system phonocardiography forms screening and automated diagnosis". *Jpn. Circ. J.* 39-508. 1975.

WAIDER, W. y col.: "First heart sound and ejection sounds. Echocardiographic and phonocardiographic correlation with valvular events". Amer. J. Cardiol. 35-346. 1975.

WALLACE, J.R.: "Acoustic mapping within the heart". J. Acous. Soc. Am. 29-9. 1957.

WALSH, S.Z.: "The incidence of murmurs in healthy premature infants during their first 18 months of life". J. Pediat. 62-480. 1963.

WATSON, H.: "Cardiología pediátrica". Salvat. Barcelona. 1970.

WEITZMAN, D.: "The mechanism and significance of the auricular sound". Brit. Heart J. 17-70. 1955.

WELLS, B.G.: "Prediction of mitral pressure gradient from heart sounds". Brit. Med. J. 1-551. 1957.

WILLEMS, J.L. y col.: "On the value of apexcardiography for timing intracardiac events". Amer. J. Cardiol. 28-59. 1971.

WILLEMS, J.L. y col.: "First derivative of the apexcardiogram and systolic time intervals in evaluation of myocardial contractility in man". Amer. J. Cardiol. 36-873. 1975.

WILTON-DAVIES, C.C.: "Computer-assisted monitoring of ECG's and heart sounds". Med. Biol. Eng. 10-153. 1972.

WOLFERTH, C.C. y col.: "Asynchronism in contraction of the ventricles in the so-called common type of bundle-branch block: its bearing on the determination of the side of the significant lesion and on the mechanism of split first and second heart sounds". Amer. Heart J. 10-425. 1935.

YAMAKAWA, K.: "Intracardiac phonocardiography". Amer. Heart J. 47-424. 1954.

YOGANATHAM, A.P. y col.: "Use of the fast Fourier transform for frequency analysis of the first heart sound in normal man". Med. Biol. Eng. 14-63. 1976.

YOGANATHAN, A.P. y col.: "Use of the fast Fourier Transform in the frequency analysis of the second heart sound in normal man". Mt. Sinai J. Med. N.Y. 43-455. 1976.

YUSTE, P. y col.: "Valoración por métodos incruentos de la función miocárdica". Rev. Esp. Cardiol. Vol. XXIV, núm. 2-171. 1971.

ZARCO, P.: "Exploración clínica del corazón". Ed. Alhambra. 1961.

9.2 BIBLIOGRAFIA ELECTRONICA

ALBERT, A.L.: "Electrónica y dispositivos electrónicos". Ed. Reverté. Barcelona. 1962.

CARRASCO, J.L.: "La música electrónica". Las Ciencias. XXVIII-5. Madrid. 1963.

CHUTE, G.M.: "Electrónica y sus aplicaciones industriales". Ed. Palestra. Barcelona. 1955.

GRAY, T.S.: "Electrónica aplicada". Ed. Reverté. Barcelona. 1955.

KRETZMANN, R.: "Electrónica aplicada a la industria". Bibl. Técn. Philips. Paraninfo. Madrid. 1961.

MOERDER, C.: "Técnica del transistor". Ed. Labor. Barcelona. 1963.

SEBASTIAN, G.: "Audiología práctica". El Ateneo. Buenos Aires. 1967.

THUREAU, P.: "Elementos básicos de electrónica". Ed. Montesó. Barcelona. 1965.

TREMOLIERES, J.: "Electrónica y medicina". Paraninfo. Madrid. 1970

WOLFF, H.S.: "Ingeniería biomédica". Ed. Guadarrama. Madrid. 1970.

9.3 BIBLIOGRAFIA ESTADISTICA E INFORMATICA

ALCAIDE, A.: "Estadística aplicada a las ciencias sociales". Ed. Pirámide. Madrid. 1976.

AMON, J.: "Estadística para psicólogos". Ed. Pirámide. Madrid. 1978.

BAILEY, N.T.: "Mathematics, statistics and systems for health". Ed. John Wiley & Sons. N.Y. 1977.

BANCROFT, H.: "Introducción a la bioestadística". Atika. Madrid. 1966.

BRADFORD, A.: "Principios de estadística médica". El Ateneo. Buenos Aires. 1965.

CARRASCO J.L.: "El análisis estadístico automatizado en la investigación médica". Ed. Pirámide. Madrid. 1977.

CRAMER, H.: "Teoría de probabilidades". Aguilar. Madrid. 1958.

DANIEL, W.W.: "Bioestadística. Base para el análisis de las ciencias de la salud". Ed. Limusa. México. 1977.

FAYAD, V.: "Estadística médica y de salud pública". Univ. Los Andes. Mérida. 1970.

FISHER and YATES: "Statistical tables for biological, agricultural and medical research". Ed. Longman. Edinburg. 1974.

FLEISS, J.: "Statistical methods for rates and proportions". Wiley. N.Y. 1973.

- GUTIERREZ, S.: "Bioestadística". Ed. Tebar Flores. Madrid. 1978.
- HILL, B.: "Principios de estadística médica". El Ateneo. Buenos Aires. 1965.
- I B M : "Conjunto de programas de análisis estadísticos". IBM. Madrid. 1974.
- LAMOTTE, M.: "Estadística biológica". Toray-Masson. Barcelona 1971.
- LEDESMA, D.: "Estadística médica". Eudeba. Buenos Aires. 1972.
- LOPEZ CACHERO, M.: "Fundamentos y métodos de estadística". Ed. Pirámide. Madrid. 1977.
- MATAIX, C.: "Elementos de estadística matemática". Dossat. Madrid. 1960.
- MOTHES, J.: "Estadística aplicada a la ingeniería". Ariel. Barcelona. 1960.
- MURDOCH, J.: "Statistics; problems and solutions". McMillan. Melbourne. 1973.
- PADMORE, G.: "Elementary calculations in clinical chemistry". Churchill Livingstone. Londres. 1972.
- PULIDO, A.: "Estadística y técnicas de investigación social". Ed. Pirámide. Madrid. 1976.
- RIOS, S.: "Iniciación estadística". Ed. Ice. Madrid. 1977.
- RODRIGUEZ, L.: "Bioestadística para médicos". Univ. Sevilla. 1973.
- ROSE, G. y col.: "Métodos de encuesta sobre enfermedades cardiovasculares". OMS. Ginebra. 1969.
- SCHWARTZ, D.: "Eléments de statistique medicale et biologique". Flammarion. Paris. 1964.

SERIGO, A.: "Metodología de la investigación sanitaria y social". Patron. Nac. Asist. Psiq. Madrid. 1972.

VIEDMA, J.A.: "Métodos estadísticos". Castillo. Madrid. 1972.

VIZMANOS, J.R. y col.: "Bioestadística". Madrid. 1976.

ZAR, J.: "Biostatistical analysis". Prentice-Hall. N. J. 1972.

